



Estudio de la fiabilidad de los aditamentos para la toma de impresión en la confección del modelo maestro con implantes dentales

Tesis presentada por

Carlos Falcão Costa

Para optar al grado de Doctor en Odontología

Departamento de Estomatología

Facultad de Odontología de la Universidad de Sevilla 2015

Dirección

Prof. Dr. D. Vicente Ríos Santos.

Prof. Dr. D. Mariano Herrero Climent.



CERTIFICADO

**Departamento de Estomatología.
Facultad de Odontología.
C/ Avicena, s.n.
41009 Sevilla.**

D. Vicente Ríos Santos. Doctor en Medicina y Cirugía y Profesor Titular de Odontología Integrada del adulto del Departamento de Estomatología de la Universidad de Sevilla.

D. Mariano Herrero Climent. Doctor en Odontología y Co-Director del Master en Periodoncia de la Facultad de Odontología de la Universidad de Sevilla.

Certifican:

Que el trabajo titulado **“ESTUDIO DE LA FIABILIDAD DE LOS ADITAMENTOS PARA LA TOMA DE IMPRESIÓN EN LA CONFECCIÓN DEL MODELO MAESTRO CON IMPLANTES DENTALES”**, desarrollado por D. Carlos Falcão Costa, para optar al grado de Doctor, ha sido realizado bajo nuestra dirección y supervisión, habiendo los que suscriben revisado el mencionado trabajo y estando conformes con su presentación como Tesis Doctoral, para ser juzgado ante el tribunal que en su día se designe.

Y para que conste y a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado en Sevilla a 10 de Septiembre de 2015.

Fdo. D. Mariano Herrero Climent

Fdo. D. Vicente Ríos Santos

A mi mujer Márcia, por compartir mis
sueños y retos...

A mis hermanos Fernando, Joca y Artur
por tener tanta fe en mis capacidades...

A mis padres por todo el amor y cariño
al largo de toda mi vida...

Y a Alfredo Jorge por la eterna amistad
y fuente de inspiración...

“Seas quien fueres o lo que hagas, si deseas algo con firmeza, es
por que ese deseo nació antes en el alma del universo, y es tu
misión en esta tierra”

(Paulo Coelho)

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo no sería posible de lograr sin la preciosa colaboración y dedicación de varias personas que me han acompañado y apoyado al largo de los últimos 15 años. En todo este tiempo he tenido la inmensa fortuna de que varias personas en determinados momentos me han dado fuerzas para creer en mi mismo, y en que era posible terminar este trabajo en formato de Tesis doctoral.

Al largo de mi trayecto profesional, he podido conocer y ganarme muchos amigos que han contribuido para mi crecimiento como odontólogo y como persona. Gracias a ellos fue posible concluir esta Tesis doctoral, que me obligó a superar mis límites y capacidades. En estas pocas palabras quiero prestarles su justa homenaje por haberme aportado tanto. No hubiera podido llegar aquí sin que ellos estuvieran a mi lado.

A mis Directores de Tesis, los profesores Vicente Ríos y Mariano Herrero, por la ayuda imprescindible que me han podido dispensar, y por darme la orientación necesaria para la conclusión de este trabajo. Agradecerles su motivación, su amistad y confianza.

Una referencia especial a mi co-Director que es sin duda mi gran mentor personal y profesional, Mariano Herrero. Sin él no hubiera podido llegar hasta aquí. Agradecerle su amistad y cariño, y por haber apostado en mi, hace más de 15 años. Es un orgullo haber podido compartir con él tantos buenos momentos, haber aprendido a ser mejor todos los días, y mantener una trayectoria de esfuerzo, trabajo y pasión por la odontología. Los mensajes de ánimo y de motivación que siempre me ha dedicado me sirven a diario para crecer como profesional. Y en los momentos de ocio que hemos compartido, y el gusto por las cosas bonitas que la vida nos da, en gran parte se lo debo a él. Sigue siendo para mi un ejemplo su profesionalidad, inteligencia y visión.

A Alejandro Padrós, Mercedes Roldán y Dani Díez por haberme acogido en su empresa, y por confiar en mí como parte de un proyecto apasionante que es Klockner. Su amistad y reconocimiento por mi trabajo es un estímulo para seguir creciendo y poder enfrentar los retos que nos hemos propuesto para los próximos años.

A Sónia Moura, mi brazo derecho y izquierdo en Oporto, por la lealtad y dedicación. Su evolución desde hace más de 10 años es un orgullo para mí.

A mi equipo de Oporto, en especial a Bruno Silva, Paulo Ribeiro, Hélder Oliveira, Alexandrine Carvalho, Liliana Couto, Rosa Rocha y Sofia Quiteria. Es un honor poder contar con un grupo tan dedicado y con tanto talento.

Al equipo del Barcelona Dental Institute, por haberme acogido como parte de una familia desde hace casi 6 años. En especial a Roberto Padrós, cuyo talento, amistad y pasión por la estética dental me inspira todos los días.

Al master de Periodoncia de la Universidad de Sevilla, en especial al profesor Pedro Bullón, a quien agradezco la confianza por haberme incorporado a su grupo de profesores y por el trato impecable que siempre me dedica.

A los compañeros Juan Barba, Rebeca Daemi y Edith García, bien como a Javier Pérez, por su labor y colaboración en la parte experimental de esta Tesis.

A la profesora Ana Fernández Palacín de la Facultad de Medicina de la Universidad de Sevilla por su contribución para el análisis estadístico de esta Tesis doctoral.

Al master de Estética de la Universidad Complutense de Madrid, en especial al profesor Carlos Oteo y a Mari Carmen, cuya amistad de tantos años me marcó para siempre.

A la profesora Sandra Gavinha, por haberme acogido en la Universidad Fernando Pessoa desde hace más de 13 años. Es un ejemplo de dedicación y profesionalidad.

A tantos profesionales con quien he podido aprender y colaborar al largo de tantos años. A Pedro Lázaro, Federico Herrero, Ricardo Faria Almeida, Javier Fábrega, Newton Fahl, Ramón Adamez, Javier Gil, Beatriz Martín y Alejandro Padrós, que han contribuido para mucho de lo que soy hoy como persona y como odontólogo.

A mis alumnos de la Universidad Fernando Pessoa, de la Universidad de Sevilla y del Barcelona Dental Institute, por haberme aportado tanto y por aguantarme al largo de todos estos años.

A mis padres, por todo el amor y por haberme proporcionado mi educación, por sentir tanto orgullo en mi, y por haberme imbuido principios nobles como la humildad, la seriedad y el espíritu de misión y sacrificio. La madurez y experiencia de vida que me han podido transmitir es algo por lo cual les estaré eternamente agradecido.

A mis hermanos Artur, Joca e Fernando, por haber compartido conmigo mi infancia y juventud. En todos los momentos fueron verdaderos amigos y compañeros inseparables. Agradecerles por saber que tienen tanta fe en mis capacidades.

A Alfredo Jorge, que con su inteligencia y conocimientos, hizo parte de mi formación personal e intelectual. El gusto por la música, el arte, la historia, la enología, la política, me hizo sentir siempre como un niño pequeño aprendiendo de un maestro. Oírle disertar sobre temas tan variados, me hizo crecer como hombre. Es seguramente una de las personas más inteligentes que me ha agraciado con su amistad y cariño.

A Sol, a quien considero mi madre española, por haberme siempre querido como una madre a un hijo. Me siento afortunado por haber conocido a alguien tan especial, y a quien debo tanto. El lugar donde me siento más a gusto en España se ubica en Calle Tucán, Marbella, y la casa se llama “De Sol a Sol”...

A mi mujer Márcia, a quien quiero agradecer su cariño, dedicación y paciencia para estar a mi lado en los buenos y malos momentos. Su sensibilidad, pasión y

talento por el arte son una inspiración para mi. El amor y pasión que nos une me alimenta y me hace querer ser mejor todos los días... Sin ella la vida no sería tan perfecta... Gracias por estar siempre en mi corazón...

INDICE

Tabla de contenido

| | |
|---|------------|
| 1 INTRODUCCIÓN | 17 |
| LA IMPRESIÓN SOBRE IMPLANTES Y EL MODELO MAESTRO COMO FACTORES QUE INFLUYEN EL ÉXITO DE LA RESTAURACIÓN IMPLANTOSOPORTADA..... | 17 |
| 1.1 <u>Tratamiento Con Implantes Osteointegrados</u> | 18 |
| 1.1.1 <u>Predictibilidad De Los Tratamientos Con Implantes Osteointegrados</u> | 21 |
| 1.1.2 <u>Predictibilidad De Los Tratamientos En Prótesis Sobre Implantes</u> | 26 |
| 1.2 <u>Prótesis Sobre Implantes</u> | 30 |
| 1.2.1 <u>Factores Que Influyen El Éxito Del Tratamiento Prostodóntico</u> | 30 |
| 1.3 <u>Impresiones En Prótesis Sobre Implantes</u> | 40 |
| 1.3.1 <u>Objetivos De Una Impresión Sobre Implantes</u> | 41 |
| 1.3.2 <u>Requisitos De Una Impresión Sobre Implantes</u> | 41 |
| 1.3.3 <u>Materiales De Impresión</u> | 42 |
| 1.3.4 <u>Técnicas De Impresión Sobre Implantes</u> | 51 |
| 1.3.5 <u>Factores Que Influyen En La Precisión De Una Impresión Sobre Implantes</u> | 60 |
| 1.3.6 <u>Obtención Del Modelo Maestro</u> | 77 |
| 1.3.7 <u>Factores Que Influyen En La Precisión De Un Modelo Maestro</u> | 79 |
| 1.4 <u>Métodos De Valoración De La Precisión De Una Impresión Sobre Implantes</u> | 83 |
| 1.4.1 <u>Técnicas De Medición Dimensional</u> | 84 |
| 1.4.2 <u>Técnicas De Medición Por Modelado</u> | 86 |
| 2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA | 89 |
| 3. OBJETIVOS..... | 91 |
| 4. Estudio I | 93 |
| FIABILIDAD DE LAS TÉCNICAS DE IMPRESIÓN DEL SISTEMA DE IMPLANTES KLOCKNER ESSENTIAL® CONE. VALORACIÓN DE LA TRANSMISIÓN DEL POSICIONAMIENTO DE LOS IMPLANTES A UN MODELO MAESTRO. | 93 |
| 4.1 <u>Justificación</u> | 93 |
| 4.2 <u>Objetivos</u> | 96 |
| 4.3 <u>Material y método</u> | 97 |
| 4.4 <u>Análisis estadístico</u> | 103 |
| 4.5 <u>Resultados</u> | 104 |
| 4.6 <u>Conclusiones</u> | 111 |
| 5. Estudio II | 113 |
| INFLUENCIA DEL PARALELISMO DE LOS IMPLANTES EN EL COMPORTAMIENTO DE DOS TÉCNICAS DE IMPRESIÓN DEL SISTEMA DE IMPLANTES KLOCKNER ESSENTIAL® CONE: TÉCNICA DE ARRASTRE CON COFIAS ATORNILLADAS VS TÉCNICA DE REPOSICIONAMIENTO. | 113 |
| 5.1 <u>Justificación</u> | 113 |

| | | |
|------------|--|------------|
| 5.2 | <u>Objetivos</u> | 115 |
| 5.3 | <u>Material y método</u> | 115 |
| 5.4 | <u>Análisis estadístico</u> | 123 |
| 5.5 | <u>Resultados</u> | 124 |
| 5.6 | <u>Conclusiones</u> | 129 |
| 6. | Estudio III | 131 |
| | FIABILIDAD DEL SISTEMA DE VAINAS PARA LA CONFECCIÓN DEL MODELO MAESTRO PARA IMPLANTES KLOCKNER ESSENIAL CONE. MODELOS CON ANÁLOGOS DE LABORATORIO VS MODELOS CON ANALÓGOS DE LABORATORIO Y VAINAS. | 131 |
| 6.1 | <u>Justificación</u> | 131 |
| 6.2 | <u>Objetivos</u> | 133 |
| 6.3 | <u>Material y método</u> | 133 |
| 6.4 | <u>Análisis estadístico</u> | 138 |
| 6.5 | <u>Resultados</u> | 139 |
| 6.6 | <u>Conclusiones</u> | 143 |
| 7. | Estudio IV | 145 |
| | ESTUDIO DE LA FIABILIDAD DEL USO DE VAINAS PARA LA CONSTRUCCIÓN DE UN MODELO MAESTRO CON EL SISTEMA DE IMPLANTES KLOCKNER ESSENTIAL® CONE. VALORACIÓN DEL DETERIORO..... | 145 |
| 7.1 | <u>Justificación</u> | 145 |
| 7.2 | <u>Objetivos</u> | 146 |
| 7.3 | <u>Material y método</u> | 146 |
| 7.4 | <u>Análisis estadístico</u> | 150 |
| 7.5 | <u>Resultados</u> | 151 |
| 7.6 | <u>Conclusiones</u> | 155 |
| 8. | DISCUSIÓN | 157 |
| 9. | CONCLUSIONES FINALES | 173 |
| 10. | BIBLIOGRAFIA..... | 175 |
| 11. | ANEXO. DIFUSIÓN DE LA INVESTIGACIÓN. | 199 |

INTRODUCCIÓN GENERAL

Actualmente la utilización de los implantes dentales en el tratamiento rehabilitador de pacientes desdentados es una práctica común en las clínicas odontológicas. La alta predictibilidad del tratamiento con implantes con protocolos de carga temprana o carga diferida convencional, tiempo de espera entre 6 semanas y 4 meses, ha hecho que evolucionen los objetivos clínicos de los dentistas restauradores. Hoy, conseguir la osteointegración, no es el objetivo primordial del tratamiento. La búsqueda de un mayor confort para el paciente, así como la adecuación de los tejidos que rodearán implante y restauración, intentando que las restauraciones sobre implantes pasen desapercibidas, comportándose estética y funcionalmente como un diente natural, se han convertido hoy día en los objetivos de los tratamientos con implantes. Dentro de esos objetivos, el poder ofrecer a nuestros pacientes rehabilitaciones de los dientes perdidos en el menor tiempo posible y con una mínima tasa de fracasos y complicaciones es uno de los aspectos en los que trabaja la odontología actual.

La prótesis implantosoportada se ha ido simplificando al largo de los años, debido a que los fabricantes de sistemas de implantes han desarrollado aditamentos prefabricados que permitieron una mayor precisión en la ejecución clínica de los pasos necesarios para la confección de las estructuras implantosoportadas. Dentro de esta secuencia clínica, la toma de impresión y la obtención del modelo maestro constituyen fases determinantes en la secuencia prostodóntica. El objetivo final es el de poder reproducir de forma fiable y precisa la posición tridimensional de los implantes, de forma a que se pueda garantizar el ajuste pasivo que permita un comportamiento clínico a largo plazo exento de complicaciones técnicas o biológicas.

En un sistema de implantes disponible en el mercado (Essential Cone®, KLOCKNER S.A., Barcelona, España), se han desarrollado diferentes aditamentos para la toma de impresión definitiva. Este es un sistema donde el implante presenta una conexión interna cónica con un octógono en su parte media, lo cual permite una estabilidad mecánica elevada asociada a un elemento posicionador antirrotatorio para facilitar la selección de los aditamentos prostodónticos que el sistema dispone.

La intención del presente trabajo es el de conocer la precisión de los aditamentos desarrollados para la toma de impresión y para la obtención del modelo maestro. Para ello se ha propuesto desarrollar 4 estudios que permitieron atestar la fiabilidad de estos aditamentos, bajo determinadas condiciones.

En un primer estudio, se ha comparado la precisión de 3 tipos diferentes de aditamentos para la toma de impresión definitiva a los implantes, en una situación de implantes múltiples colocados en una posición paralela y en una posición yuxtagingival.

En el segundo estudio, se hizo una valoración de la influencia del disparalelismo entre implantes sobre la precisión de la toma de impresión, y como esta podría afectar el ajuste pasivo de estructuras implantosoportadas.

En el tercer estudio se hizo una comparativa de una técnica de positivado convencional con una técnica que empleo un aditamento desarrollado para facilitar la recuperación de análogos de implantes sin tener que destruir el modelo. Se trata de una vaina de plástico que se incorpora al análogo de forma previa a la positivación del modelo.

Y por último, se evalúa en un cuarto estudio, la influencia del manejo repetido de las replicas de implante sobre las vainas, para determinar si este procedimiento podría influir en la precisión del modelo maestro.

1 INTRODUCCIÓN

LA IMPRESIÓN SOBRE IMPLANTES Y EL MODELO MAESTRO COMO FACTORES QUE INFLUYEN EL ÉXITO DE LA RESTAURACIÓN IMPLANTOSOPORTADA

La osteointegración tuvo un impacto fundamental en las estrategias y enfoques terapéuticos que hoy se implementan en el campo de la rehabilitación prostodóntica de varios tipos de edentulismo (1, 2). En desdentados parciales o completos el tratamiento con implantes ha demostrado tener una eficacia clínica con tasas de supervivencia muy elevadas (3, 4).

Con respecto a las restauraciones implantosoportadas existe igualmente evidencia de que su eficacia clínica a largo plazo es comparable con la existente en la prótesis fija convencional dentosoportada (5-9). Sin embargo, la existencia de fracasos tempranos o tardíos de las restauraciones implantosoportadas parece ser algo inevitable (10).

Los fallos en este tipo de tratamiento se deben en gran proporción a la existencia de complicaciones de tipo biomecánico, como pueden ser el desajuste de la prótesis, la deformación o aflojamiento de los tornillos de retención, la fractura de componentes o el fallo de los implantes (11). Asimismo, resulta imprescindible que la prótesis implantosoportada presente un correcto ajuste pasivo para minimizar el potencial de complicaciones (12). Se define ajuste pasivo como siendo la ausencia de espacio entre la estructura y el implante o pilar, y sin la presencia de tensión entre los componentes del sistema implante-prótesis (13).

Para lograr un correcto ajuste pasivo son importantes varios factores, entre los cuales una correcta transferencia de la posición tridimensional de los implantes a un modelo maestro (14). Para lograr este objetivo, se necesita que la impresión definitiva sea fiable, así como la técnica de positivación de la misma (15).

Esta precisión es indispensable por la casi inexistente resiliencia de los implantes al no presentar ligamento periodontal (16) que permita compensar pequeños desajustes, tal y como ocurre sobre dientes naturales. Esta situación se hace mas patente en el caso de tener que ferulizar varios implantes con la misma supraestructura (17, 18).

Los sistemas de implantes han desarrollado una serie de aditamentos que permiten, mediante el uso de diferentes técnicas con materiales de impresión adecuados, transferir de forma sencilla y adecuada la posición de los implantes y/o de los pilares intermedios a una replica en escayola o resina epoxi, obteniendo el modelo maestro o de trabajo y permitiendo al laboratorio de prótesis confeccionar la prótesis de manera fiable (19, 20).

Para una correcta transferencia de la posición tridimensional de los implantes a un modelo maestro es necesario:

- Una correcta impresión a los implantes a los pilares existentes en boca.
- Una correcta positivación de la impresión

El objetivo de este trabajo fue el de valorar la influencia de la precisión de la toma de impresión sobre implantes y las técnicas de positivado para implantes Klockner Essential® Cone. Se realizaron 4 estudios in Vitro a tal efecto, donde las variables estudiadas fueron la técnica de impresión en función de las cofias de transferencia utilizadas, el efecto de la angulación de los implantes en la precisión de la impresión y del modelo de trabajo, y la técnica de positivado.

1.1 TRATAMIENTO CON IMPLANTES OSTEOINTEGRADOS

El uso de implantes dentales se ha convertido en un tratamiento predecible a partir de los años 80. Desde la introducción de este tipo de tratamiento en la década de los 70, se han desarrollado variados diseños macroscópicos y microscópicos de implantes. El desarrollo de nuevas superficies de implantes han permitido acortar los tiempos de cicatrización con unas tasas de éxito muy elevadas (21).

En los años 70 P.I. Brånemark, considerado el precursor de la implantología moderna, publico el primer estudio reportando su experiencia clínica con implantes dentales al largo de un periodo de 10 años (22). Él pudo compartir su técnica con un grupo de dentistas liderados por George Zarb. Esto permitió el desarrollo del primer estudio longitudinal con implantes osteointegrados, publicado en el año 1990 (23-25).

Al llegar a los años 80, y como consecuencia de los resultados tan satisfactorios obtenidos con esta opción terapéutica, la implantología oral se ha convertido en una disciplina de uso rutinario en las clínicas dentales. La incorporación de los implantes dentales a los planes de tratamiento hoy en día es un hecho cotidiano. Los implantes dentales permiten la rehabilitación de pacientes desdentados de manera funcional, mas fisiológica, en pacientes que de otra manera hubieran sido rehabilitados con prótesis removibles con soporte y estabilidad limitadas, siendo además una opción de tratamiento mas conservadora en cuanto a la conservación de estructura dentaria de dientes que se hubieran empleado como pilares de prótesis fija dentosoportada (26, 27). En definitiva, los implantes dentales se convirtieron en uno de los mejores recursos para la rehabilitación funcional de pacientes con incapacidad masticatoria por su edentulismo total o parcial (28).

En el año 82 se celebró la conferencia de Toronto con la presencia de representantes de la mayoría de las escuelas de odontología de Norteamérica. En este evento Zarb y cols. pudieron presentar las bases de la osteointegración así como los informes clínicos con este tratamiento existentes en la época. Constituyó una revolución en la comunidad científica odontológica, que hasta el momento presentaba un gran escepticismo al no haber publicada suficiente información sobre esta nueva técnica (29).

En los años 90, una vez demostrada la realidad de la osteointegración, los tratamientos con implantes evolucionaron de manera ostensible. Se simplificó la técnica quirúrgica y se desarrollaron aditamentos para la confección de prótesis para la rehabilitación de implantes colocados en situaciones para las cuales no estaban pensados inicialmente, consiguiéndose una mayor versatilidad en las restauraciones implantosoportadas. En esta década los tratamientos con implantes pasaron a incorporarse de manera habitual a los planes de tratamiento de dentistas generales. En esta época la tecnología Cad-Cam aplicada a la confección de restauraciones empieza sus primeros pasos (30).

En la década de 2000 se introducen una serie de modificaciones en la superficie de los implantes, permitiendo la reducción de los tiempos de carga de forma predecible y mejorando todavía más las tasas de osteointegración y de supervivencia de los implantes (31, 32). Se desarrollaron técnicas de regeneración ósea que permitían crear hueso donde

previamente no existía, facilitando la colocación de implantes en localizaciones con una escasa disponibilidad ósea (33-36).

La ampliación de las indicaciones de los tratamientos basada en la seguridad de conseguirse la osteointegración de los implantes, hizo que las demandas de pacientes y dentistas desde el punto de vista estético aumentaran, buscándose una apariencia más natural de los tratamientos con implantes. Se crearon índices de valoración objetiva del resultado estético de las prótesis implantosoportadas (37, 38).

Para lograr el resultado que se exige actualmente, es necesario que el tratamiento implantológico sea exitoso desde diferentes puntos de vista (39, 40):

- La osteointegración de los implantes.
- El éxito funcional.
- La integración de forma natural en el entorno de tejidos blandos y duros donde se encuentra.

Asimismo, el uso de implantes dentales se convirtió en una intervención accesible a la mayoría de los dentistas generales, cuando en sus primeros pasos el uso de este recurso terapéutico se limitaba a especialistas. Esto fue debido a una creciente simplificación del tratamiento, tanto en la fase quirúrgica como en la fase de prótesis (21). La generalización de estos tratamientos, permitió además que la relación coste-beneficio fuera atractiva para la gran mayoría de los pacientes. De hecho, se puede observar actualmente en los países desarrollados un creciente uso de los tratamientos con implantes, y en países como España se calcula que se colocan anualmente alrededor de un millón de implantes dentales (41).

1.1.1 PREDICTIBILIDAD DE LOS TRATAMIENTOS CON IMPLANTES OSTEOINTEGRADOS

Siguiendo los protocolos de Brånemark y cols., clásicamente se ha considerado que tras la inserción de los implantes dentales, éstos debían mantenerse libres de cargas durante un tiempo que oscilaba entre los 3 meses para la mandíbula y los 6 meses para el maxilar superior, con el fin de conseguir una adecuada osteointegración y garantizar el éxito del tratamiento (22, 42). Dos eran básicamente los argumentos en los que se fundamentaba este protocolo; por un lado, el que los micromovimientos inducidos por las fuerzas funcionales en la interface hueso-implante durante la cicatrización, podían inducir la formación de tejido fibroso en vez de una aposición directa de hueso (42, 43), y por otro lado el que se consideraba que la capa de hueso necrótico que rodeaba al implante tras su inserción, no sería capaz de soportar cargas y tendría que ser previamente reemplazada por hueso nuevo (22, 44).

Uno de los pilares del protocolo sugerido por Brånemark para la rehabilitación oral con implantes dentales era que los implantes durante el periodo de cicatrización, siguiente a su colocación, debían permanecer sumergidos para la consecución de la osteointegración, siendo este un gran inconveniente para la aplicación de protocolos de carga inmediata. Se produce un gran avance para la aplicación de protocolos de carga inmediata cuando se consolida la utilización de un solo tiempo quirúrgico, técnica en una fase o implantes no sumergidos, permaneciendo los implantes conectados a la cavidad oral durante el periodo de cicatrización, demostrándose que no era necesaria la utilización de una técnica sumergida para conseguir la osteointegración. La aplicación de un solo tiempo quirúrgico ha sido anterior en el desarrollo de los tratamientos con implantes dentales que la aplicación de protocolos de carga inmediata.

Sin embargo, el desarrollo de nuevas superficies implantarias mejoradas, la profundización en el conocimiento de los procesos biológicos implicados en la cicatrización ósea periimplantaria, y otros factores como la incomodidad y ansiedad del paciente derivadas del tiempo de espera y de la necesidad de una segunda cirugía, hicieron que muchos clínicos e investigadores se marcaran como objetivo el intentar acortar al máximo el tiempo de espera tras la inserción de los implantes, surgiendo los conceptos de carga precoz y carga inmediata de los implantes (45).

La efectividad clínica de los tratamientos con implantes se ha ido demostrando mediante la publicación de diversos estudios longitudinales, aunque en una primera fase limitada a casos de desdentados completos (42, 43). Adell y cols. (1990) valoraron la supervivencia de 4636 implantes y sus prótesis de arcada completa respectivas colocados en 759 arcadas edéntulas durante un período máximo de 24 años. Sus resultados demostraron una elevada supervivencia de las prótesis implantosoportadas, siendo de 92% en maxilar a los 15 años, y del 99% en mandíbula para el mismo período. La supervivencia de los implantes fue de 78% a los 15 años en el maxilar superior y del 86% en mandíbula (1).

Tabla 1. Estudios que muestran las tasas de supervivencia en implantes.

| Artículo | Diseño | Imp | Maxilar | Mand | Periodo | Total | Parcial | Unitarios |
|--------------------------------|--------|------|---------|-------|---------|-------|---------|-----------|
| Brånemark y cols. (1981) | Retro | 2768 | 81% | 91% | 15 a | Si | No | No |
| Brånemark y cols. (1990) | Retro | 4636 | 78% | 86% | >24 a | Si | No | No |
| Albrektsson y cols. (1996) | Retro | 8139 | 85% | 99% | >8 a | Si | No | No |
| Lindquist y cols. (1988) | Prosp | 273 | | 98,9% | 15 a | Si | No | No |
| van Steenberghe y cols. (1994) | Prosp | 558 | 92% | 94% | 5 a | No | Si | No |
| Bahat (1993) | Retro | 732 | 95,2% | | >7 a | No | Si | No |
| Nevins y Langer (1993) | Retro | 1203 | 95% | 95% | >8 a | No | Si | No |
| Buser y cols. (1994) | Prosp | 54 | 96% | 95% | 5 a | No | Si | Si |
| Buser y cols. (1997) | Prosp | 2359 | 87% | 95% | 8 a | Si | Si | Si |
| Fugazzotto y cols. (1993) | Retro | 2023 | 93% | 96% | >5 a | Si | Si | No |
| Babbush y Shimura (1993) | Retro | 1059 | 96% | 96% | >5 a | Si | Si | No |
| Lazzara y cols. (1996) | Retro | 1969 | 95% | 95% | >4 a | No | Si | Si |
| Saadoun y LeGall (1992) | Prosp | 673 | 90% | 95% | >5 a | Si | Si | No |

En la actualidad, los estudios clínicos con implantes han presentado tasas de supervivencia superiores al 95% (26). Van Steenberghe y cols. (2001) reportaron una supervivencia de 98,5% en un estudio retrospectivo donde se valoraron 316 implantes colocados soportar prótesis removibles (sobredentaduras) (46). Carlsson y cols. (2000) en un estudio prospectivo a 15 años evaluaron la supervivencia de 348 implantes para la rehabilitación de desdentados completos, obteniendo como resultado una tasa de supervivencia de 96% (47). Los resultados en este tipo de pacientes son compatibles con el estudio publicado por Åstrand y cols. (2008) , que encontraron un 99,2% de supervivencia en un estudio retrospectivo a 20 años, donde pudieron valorar el comportamiento clínico de 123 implantes (3).

En el caso de desdentados parciales, se pueden encontrar tasas de supervivencia similares a las publicadas en el caso de desdentados completos. Pikner y cols. (2009)

calcularon una supervivencia del 98,2% de 3462 implantes en un estudio retrospectivo a 20 años (48). Lekholm y cols. (1999), en un estudio prospectivo a 10 años, reportaron una supervivencia del 92,6% en 461 implantes colocados para la rehabilitación de pacientes con edentulismo parcial (2).

En un meta-análisis publicado recientemente por Moraschini y cols. (2014), donde se seleccionaron 23 estudios clínicos longitudinales con un tiempo de seguimiento mínimo de 10 años, los autores observaron una tasa acumulativa del 94,6 % para un total de 7711 implantes y en un tiempo medio de 13,4 años (28).

Las tasa de éxito en los tratamientos con implantes dentales son independientes de los protocolos de carga que se apliquen, actualmente la aplicación de protocolos de carga inmediata son una realidad en las consultas dentales. Citaremos a continuación algunos estudios que ilustran esta afirmación.

Los primeros estudios en humanos realizados a mediados de los años 80 demostraban una alta tasa de éxito en protocolos de carga inmediata. Estas publicaciones trataban pacientes totalmente desdentados mandibulares. Entre ellos podemos citar el estudio de Babbush y cols. (1986) y Chiapasco y cols. (1997), en los que se realizó carga inmediata con sobredentaduras mandibulares sobre 4 implantes, registrando una tasa de éxito del 88 y 96,9% respectivamente (49, 50).

Schnitman y cols. (1990) y Tarnow y cols. (1997), ampliaron la indicación de la carga inmediata para prótesis fija. Al igual que en los estudios anteriores limitaron el tratamiento a mandíbulas desdentadas y con hueso denso. En la prótesis provisional emplearon un protocolo de confección donde se incluya un refuerzo para el material acrílico y una conexión rígida a los implantes, de forma a impedir el movimiento durante la función. En las recomendaciones en este tipo de estudios incluyan la selección de casos con un hueso con alta densidad, así como un sistema de ferulización rígida de la prótesis y el mantenimiento de la misma en boca durante toda la fase de osteointegración. En cuanto al esquema oclusal se proponía una oclusión balanceada bilateral, para garantizar una mejor dispersión de las fuerzas (51, 52).

Varios trabajos han sido publicados siguiendo este protocolo quirúrgico y restaurador, en mandíbulas edentulas, y donde las tasas de éxito encontradas fueron muy

similares a las esperadas en casos de carga convencional o temprana, variando entre el 96-100% (32, 53-57).

El empleo de carga inmediata en el maxilar superior con prótesis removibles no es un procedimiento muy documentado. En un estudio clínico, se aplicó un protocolo de carga inmediata donde se colocaron 4 implantes de superficie rugosa ferulizados mediante una barra y sobre la cual se colocaba una sobredentadura (56).

En cambio, cuando hablamos de restauraciones fijas implantosoportadas la predictibilidad de la carga inmediata es alta. Existen diferentes estudios cuyo periodo de seguimiento varía entre 1-3 años y en los que vemos que la tasa de supervivencia global oscila entre el 95,4 y el 100% (58-63).

En otra revisión sistemática más reciente, publicada en 2014 por Papaspyridakos y cols., presentan la predictibilidad del tratamiento con implantes y prótesis fija con carga inmediata en pacientes totalmente desdentados tanto en maxilar como en mandíbula(64). Los resultados que obtienen cuando colocan los implantes con cirugía a colgajo, es una supervivencia que oscila del 90,1 al 100% para los implantes, y del 93,75 al 100% para las prótesis, en un período de seguimiento de 1 a 10 años. Cuando estudian a 1 año la supervivencia de los implantes y las prótesis en los diferentes tiempos de carga estudiados, es decir inmediata, temprana y convencional, encuentran que los resultados son similares y cercanos al 100% para las tres modalidades de tratamiento, no encontrando diferencias significativas tampoco cuando separan el maxilar y la mandíbula. En todos los estudios incluidos en esta revisión, se aconseja que para conseguir estos buenos resultados se deben usar implantes de superficie rugosa, un torque de inserción mínimo de 30 N/cm en el momento de colocación de los implantes, o un valor ISQ por encima de 60, y la restauración protésica realizada en una pieza y conectada a los implantes de manera fija (64). La carga inmediata de implantes de superficie rugosa en desdentados parciales en la zona posterior de la mandíbula, se considera una opción terapéutica viable (65-74). La tasa de éxito en estos estudios oscila entre el 85,5% obtenida por Rocci y cols. (2003) en implantes con superficie maquinada, y el 100% obtenida en varios estudios. Si excluimos este estudio la tasa de éxito fluctúa entre el 92,7% y el 100%. Se debería tomar precaución en la interpretación de estos resultados ya que los criterios de inclusión y exclusión de los diferentes estudios son inconsistentes y existen muchos factores de confusión. Se necesitan

más estudios con un mayor periodo de seguimiento para consolidar los datos de carga inmediata en sectores posteriores mandibulares.

La evidencia científica de la carga inmediata en pacientes parcialmente desdentados en sectores posteriores del maxilar superior es aun más limitada (69, 73). La tasa de éxito que se obtienen en estos estudios es del 93-100% en el trabajo de Buchs y cols. (2001) y del 97,2% en el de Achilli y cols. (2007). En ciertas circunstancias es posible alcanzar el éxito de la carga inmediata en estas localizaciones cuando hacemos una correcta selección del paciente. Parece que la tasa de éxito en estas zonas es muy sensible a la técnica, jugando un papel muy importante el grado de estabilidad primaria del implante y las características de su superficie. Por ello se puede decir que existe insuficiente evidencia científica que soporte la carga inmediata de implantes en pacientes parcialmente desdentados en sectores posteriores del maxilar superior.

Se puede concluir mediante la valoración de los datos expuestos, que no existe una diferencia significativa entre los implantes cargados de forma inmediata con respecto a los implantes cargados de forma convencional. Tampoco existen estas diferencias entre la carga inmediata y los trabajos clásicos que analizaban la supervivencia de los implantes con tiempo de espera libre de carga de entre 3 y 6 meses. Por tanto, es posible cargar con éxito los implantes dentales de forma inmediata y temprana después de su colocación en pacientes seleccionados, aunque es probable que no todos los profesionales alcancen resultados óptimos.

En una revisión sistemática reciente de 2014 publicada por Schrott y cols. (2014), se establece que no hay suficiente evidencia científica que avale la restauración de tramos desdentados extensos en la zona anterior del maxilar. En cambio, cuando analiza los sectores posteriores encuentra que las tasas de supervivencia son similares entre carga inmediata, carga temprana y carga convencional siempre y cuando se sigan unas estrictos criterios de selección de pacientes (75). Comienza a existir tras esta revisión unos resultados preliminares que sugieren que también en el maxilar superior puede haber éxito al realizar un procedimiento de carga inmediata, igual que en mandíbula. Así se deben tener en cuenta diferentes factores como la calidad ósea, la estabilidad primaria, medida en torque de inserción de los implantes o en valores ISQ, si existe suficiente disponibilidad ósea, si la

cresta está completamente cicatrizada y si el paciente presenta algún hábito parafuncional o tabáquico.

Se puede afirmar que los tratamientos con implantes son actualmente un procedimiento predecible, con altas tasas de supervivencia a largo plazo, y bien documentadas en la literatura. La aplicación de diferentes protocolos de carga en situaciones desfavorables, por limitaciones anatómicas, o por factores ambientales, no impiden el recurso a esta opción terapéutica (76-79).

1.1.2 PREDICTIBILIDAD DE LOS TRATAMIENTOS EN PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES

Las restauraciones sobre implantes son tratamientos predecibles, con un índice de predictibilidad similar al de las prótesis fija convencional sobre dientes naturales (8, 9, 80, 81).

Lindquist y cols. (1996) valoraron la supervivencia de prótesis completas mandibulares sobre implantes en 47 pacientes al largo de un período máximo de 15 años. Los autores encontraron una tasa de éxito del 98,9% de los 273 implantes evaluados y observaron un 100% de éxito en las prótesis colocadas. Los autores observaron que factores como el tabaco o una pobre higiene oral contribuyeron para una mayor pérdida ósea (82). En otro estudio, Gallucci y cols. (2009) valoraron de forma prospectiva en 45 pacientes la supervivencia de prótesis fijas mandibulares implantosoportadas, en un período de seguimiento de 5 años. En cada paciente se colocaron entre 4 a 6 implantes y las prótesis se confeccionaron con extensiones distales y fabricadas en metal-resina. La tasa de supervivencia de los implantes fue del 100% y de las prótesis implantosoportadas del 95,5%. Entre las complicaciones encontradas verificaron una mayor incidencia de complicaciones técnicas como la fractura de la base de la prótesis o de los dientes deacrílico (83).

Con respecto a situaciones clínicas de desdentados parciales, varios son los autores que han publicado información al respecto. Ortorp y Jemt (2008) publicaron en un estudio longitudinal prospectivo un 96,3 % de supervivencia de prótesis parciales fijas mandibulares en un total de 351 implantes con un tiempo de seguimiento de 10 años. Los autores compararon la eficacia clínica de estructura de titanio frente a estructuras de oro coladas

convencionales. La tasa de supervivencia acumulada de las prótesis fue de un 93,7%, y el índice de complicaciones fue mayor en el caso de las estructuras de titanio (84).

En otro estudio prospectivo, Romeo y cols. (2006) valoraron el comportamiento clínico de implantes cortos para la rehabilitación de desdentados parciales y completos. El tiempo de seguimiento medio fue de 6,4 años. Reportaron un 97,2 % de supervivencia de los implantes y de un 97% de las prótesis colocadas (85).

Nart y cols. (2002) valoraron de forma retrospectiva la supervivencia de prótesis fijas implantosoportadas colocadas en 1022 implantes, en un tiempo medio de seguimiento de 5,5 años. Encontraron un 94,5 % de supervivencia de los implantes y del 96,4% de las prótesis fijas (86, 87). De forma prospectiva, Lekholm y cols. (1999) reportaron un 85,9 % de supervivencia de prótesis fijas sobre implantes en situaciones de tramos parciales desdentados, en un período de seguimiento de 10 años (2). Por otra parte Bragger y cols. (2005) en otro estudio prospectivo a 10 años hallaron un 98,6 % y un 93,9% de supervivencia de los implantes y sus prótesis respectivamente en 69 implantes colocados en desdentados parciales maxilares y mandibulares. En este trabajo se incluyeron casos donde hicieron una conexión diente-implante que puede haber influido en los resultados presentados (88).

En una revisión sistemática, Pjetursson y col. (2012) demostraron una supervivencia de implantes del 93,1% a los 10 años soportando prótesis parciales fijas. La supervivencia de las prótesis en el mismo período fue del 93,9%, lo que corresponde a una tasa de supervivencia comparable a las prótesis fijas dentosoportadas convencionales (9).

En situaciones de reposición de dientes unitarios, existe bastante evidencia de que el tratamiento con implantes es igualmente eficaz, y de forma independiente del diseño o material empleado (8). Jung y cols. (2013) valoraron en un estudio prospectivo el comportamiento de 27 implantes restaurados con coronas unitarias en un tiempo de seguimiento medio de 4,7 años. Presentaron datos con un 100% de supervivencia de los implantes así como de las coronas (89). En otro estudio longitudinal retrospectivo, Schneider y cols. (2012) encontraron un 95,3% de supervivencia de coronas implantosoportadas en un tiempo de seguimiento medio de 6,2 años. Verificaron que la proporción de la longitud corona-implante no tuvo influencia en el éxito del tratamiento (90).

Jemt y cols. (2008) en un estudio retrospectivo valoraron la eficacia clínica de 47 implantes colocados en 38 pacientes, en un tiempo de seguimiento de hasta 15 años y donde los implantes se colocaron en la zona del maxilar anterior. Verificaron que la tasa de supervivencia cumulativa fue del 80,3% (91).

Vigolo y cols. (2009) valoraron el comportamiento clínico de coronas unitarias restauradas sobre implantes de plataforma ancha de conexión externa, donde aplicaban el concepto de “platform switching” a la prótesis, con el uso de aditamentos más estrechos a nivel cervical, con respecto a la anchura de la plataforma de los implantes. En 182 implantes observados en un tiempo de seguimiento de 5 años, encontraron un 100% de supervivencia tanto en los implantes como en las coronas. Sin embargo, la pérdida ósea perimplantaria fue mayor en el grupo de implantes restaurados con aditamentos que tenían el mismo diámetro que los implantes en comparación con el grupo de implantes restaurados con aditamentos con un diámetro reducido frente al diámetro de los implantes (92).

Con respecto a coronas unitarias implantosoportadas, Jung y cols. (2012) publicaron, en una revisión sistemática, una tasa de supervivencia de implantes del 95,2% a los 10 años, siendo que en el mismo período se observó una tasa de supervivencia de las coronas implantosoportadas de unos 89,4% (8).

A la vista de la literatura más reciente se puede concluir que el uso de implantes dentales para la restauración de tramos edéntulos es eficaz, sea en caso de implantes unitarios, prótesis parciales fijas implantosoportadas, o incluso cuando la situación clínica obligue a una ferulización diente natural - implante para sostener una prótesis parcial fija (93-95).

La combinación diente-implante aunque clínicamente eficaz, se ha ido evitando, debido a que se ha observado que a largo plazo una tasa de supervivencia inferior de las prótesis (77,8% a 10 años). Esto se debe fundamentalmente a complicaciones en los dientes pilares naturales, como la intrusión, especialmente en casos donde la unión diente-implante se haga mediante el uso de conectores no rígidos. Esto no invalida que en algunas situaciones clínicas donde existan limitaciones anatómicas o del paciente, que indiquen esta opción como la más adecuada (94).

Al convertirse en un tratamiento tan común en nuestra práctica clínica, el tratamiento con implantes dentales implica una necesidad de que los procedimientos clínicos y de laboratorio sean de extrema predictibilidad y de una sencillez que permita con relativa rapidez y una baja morbilidad su ejecución.

En cada fase de la fabricación de una prótesis, existe la posibilidad de incorporar un pequeño error, que contribuirá a una distorsión posicional de la prótesis con respecto a los implantes. Esto podrá ocurrir durante la toma de impresiones, en la positivación de la mismas, durante la confección de la estructura definitiva, en la aplicación del material cerámico o polimérico que recubre la estructura, o incluso durante la colocación de la prótesis (96). El hecho de partir en la confección de la prótesis de un modelo de trabajo correcto facilita el trabajo de laboratorio, ahorrando tiempo de sillón, y permitiendo el desarrollo de un trabajo mas preciso a la hora de fabricar la prótesis.

Sabemos la importancia de la aplicación de la odontología mínimamente invasiva, que de cierta forma se podría aplicar a los implantes dentales. La evolución de la implantología ha caminado en una dirección que permitiera que los procedimientos clínicos y de laboratorio fueran lo más parecidos posible a los tratamientos restauradores y/o prostodónticos descritos para todo el tipo de prótesis/restauración dentosoportada. Como es normal, los avances tecnológicos en el campo de la prostodoncia se han preocupado en posibilitar que tanto los dientes naturales como los implantes dentales pudieran ser restaurados con los últimos materiales y técnicas disponibles en el mercado y científicamente abalados por la literatura que se va publicando.

Disponemos actualmente de suficiente evidencia que demuestra la eficacia clínica de los tratamientos prostodónticos implantosoportados, tanto desde el punto de vista mecánico y funcional, e incluso estético (9, 97). De echo, casi de forma simultánea a la osteointegración, los procedimientos de confección de prótesis implantosoportada se han beneficiado de numerosos avances que han posibilitado disponer al clínico una serie de aditamentos y componentes prefabricados que han facilitado el desarrollo de las diferentes fases del tratamiento rehabilitador con sencillez y precisión.

Hay que referir, por otra parte, que en los inicios de la implantología, lo que era la supraestructura prostodóntica no era una prioridad, si nos referimos a las líneas de investigación que entonces se desarrollaban. La comunidad científica estaba mas implicada

en el estudio del comportamiento del tejido óseo en su relación con la superficie del implante buscando una correcta osteointegración y en el menor tiempo posible. La ampliación de indicaciones para el uso de implantes ha obligado a que las casas comerciales encontraran soluciones de aditamentos prostodónticos prefabricados o individualizados, que permitan restaurar de forma predecible cualquier situación terapéutica. Este incremento de opciones de aditamentos tanto en diseño como en materiales empleados ha contribuido en el éxito funcional, biológico y más recientemente en el éxito estético.

1.2 PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES

1.2.1 FACTORES QUE INFLUYEN EL ÉXITO DEL TRATAMIENTO PROSTODÓNTICO

Con el desarrollo de la implantología se le atribuye una mayor importancia a la fase prostodóntica del tratamiento. En ese sentido, los planes de tratamiento actuales se basan en un enfoque restaurador desde su génesis. A este factor debemos de añadir la introducción de nuevas conexiones en los implantes, mejorando la fiabilidad mecánica de las mismas, así como la introducción de nuevos diseños de aditamentos de prótesis que permitieron una mayor versatilidad y fiabilidad de las restauraciones implantosoportadas (98).

Resulta imprescindible que la restauración cumpla unos determinados requisitos para buscar el éxito a largo plazo del tratamiento. Entre estos factores determinantes podemos destacar:

- un diseño apropiado de la restauración,
- el establecimiento de una oclusión adecuada,
- una buena integración estética de la prótesis en su entorno,
- un correcto ajuste pasivo de los componentes de la prótesis.

a) DISEÑO DE LA RESTAURACIÓN

1. Superficie de contacto con el reborde alveolar

En el diseño de la restauración es importante asegurar que el paciente pueda higienizar correctamente tanto la prótesis como la mucosa adyacente a los implantes. Para ello se tiende a usar diseños donde la superficie de contacto con la mucosa sea convexo, para impedir el acúmulo de placa y facilitar el mantenimiento. Por otra parte, la presión existente de la superficie protética sobre los tejidos ha de ser mínima para evitar la posibilidad de crear lesiones (98).

Una de las ventajas de las estructuras implantoportadas es que permiten sustituir los dientes ausentes y el tejido blando, de tal manera que se puede compensar la pérdida de tejido vertical que resulta en ocasiones de la pérdida de los dientes naturales. Sin embargo, es imprescindible que el diseño de la prótesis presente tanto en su aspecto vestibular, como en palatino una superficie de contacto plana o convexa para que se facilite el correcto mantenimiento disminuyendo así la posibilidad de complicaciones biológicas (81).

2. Número de implantes

La tendencia actual en prótesis sobre implantes es la de conectar varios implantes a través de la prótesis en una sola pieza, permitiendo reducir el número de implantes necesarios. Además, resulta imprescindible que la emergencia de cada implante pueda coincidir con la posición de los dientes evitando su emergencia a nivel de las troneras o espacios interproximales facilitando de esta forma una mejor estética y una correcta higienización. El uso de coronas individuales en implantes contiguos presenta una mayor dificultad técnica, ya que el ajuste de los puntos de contacto interproximales puede ser una tarea de elevada complejidad, dada la inexistencia de resiliencia en los implantes, lo cual dificulta el procedimiento.

Otro de los objetivos de ferulizar coronas de los implantes es de índole biomecánico, facilitando el distribuir favorablemente las fuerzas aplicadas entre los implantes, y minimizando la transferencia de cargas horizontales a la interfase entre el hueso y el implante (99).

Duyck, en un estudio clínico en el año 2000, estudia la influencia que puede tener la distribución y magnitud de las fuerzas sobre los implantes. Estudia la influencia de las fuerzas axiales de oclusión y de fuerzas puntuales en prótesis soportadas por 6, 4 y 3 implantes. Observa que la mayor transmisión de fuerzas a los implantes se produce cuando las prótesis están soportadas por 3 implantes, produciéndose las fuerzas más compresivas en el implante más cercano, y las menos compresivas en el más lejano (100).

En una revisión sistemática Mericke-Stern y col. (2014) han evaluado la evidencia que existía en definir el número de implantes necesario para rehabilitar una arcada desdentada con prótesis fija. Concluyeron que no hay estudios que permiten definir el número ideal necesario de implantes para una rehabilitación, y que en muchos de los casos, la selección del número y posición de los implantes se determina en función de determinantes anatómicos y quirúrgicos, y no tanto en función de determinantes prostodónticos (101).

3. Sistema de retención

En la década de los 80 cuando comenzó la generalización de los tratamientos con implantes, tras la conferencia de Toronto en 1982, el tipo de prótesis mas utilizado era la prótesis retenida por tornillos o prótesis atornillada. La falta de confianza en los tratamientos y la mayor indicación de los mismos hizo que la comunidad odontológica buscase un tipo de restauración que fuera fácil de desmontar (27).

El planteamiento actual ha cambiado gracias a las tasas de éxito que se manejan actualmente, tanto en lo relativo a la osteointegración de los implantes como de las restauraciones implantoportadas, tanto en el medio como en el largo plazo.

La utilización generalizada de conexiones de tipo interno y de forma específica las basadas en el cono morse, han disminuido sustancialmente las complicaciones de tipo prostodóntico como podían ser el aflojamiento de los tornillos de retención de la prótesis, el aflojamiento de los pilares de prótesis, las fracturas de estos tornillos,... (102).

La mayor confianza en general en los tratamientos sobre implantes, ha hecho que grupos de profesionales se decanten por la prótesis cementada sobre implantes como primera elección, no es de esperar una incidencia mayor de complicaciones biológicas o

mecánicas que en prótesis sobre pilares naturales. Realmente existe una larga experiencia en el uso de la prótesis fija dentosoportada. Los mismos principios mecánicos de retención y resistencia, así como el método de fabricación en el laboratorio, de la prótesis fija convencional sobre pilares naturales, se ha incorporado a los tratamientos con implantes. Los pilares para prótesis cementada, tanto pre-fabricados, como hechos a medida, de los sistemas de implantes, se comportan como dientes naturales tallados, y la prótesis es retenida por la fricción generada entre ellos y la supraestructura con una interfase de cemento.

Las características de la prótesis atornillada sobre implantes son (103, 104):

- Una mayor facilidad para desmontar y retirar este tipo de prótesis en casos de complicaciones mecánicas o biológicas, facilitando el acceso a los implantes para un correcto mantenimiento y realización de modificaciones o reparaciones de la prótesis.
- La prótesis atornillada necesita menos espacio libre restaurador para su confección que la prótesis cementada. La retención de tipo mecánico depende de los tornillos de retención fundamentalmente, mientras que los de prótesis cementada se rigen por los principios clásicos de retención y resistencia, necesitando un mínimo de 3.5 mm de altura del muñón para una conicidad ideal de sus paredes de 6°.
- Presencia de una chimenea de acceso para el tornillo de retención que:
 - Fragiliza la estructura de la restauración, con mayor probabilidad de complicaciones técnicas por fractura o “chipping” de la cerámica.
 - Constituye una limitación estética para resultado final, en ocasiones, sobre todo en restauraciones metal-cerámicas, son difíciles de ocultar completamente los orificios de entrada de las chimeneas, mas en casos de chimeneas poco profundas.
 - Limita el establecimiento de los contactos oclusales, el diámetro medio de las chimeneas de acceso a los tornillos de retención es de 3mm. Los contactos oclusales se alejarán de estas zonas, se suelen cerrar con composite sobre una interfase blanda que proteja la cabeza del tornillo como puede ser

algodón, gutapercha,..., no siendo un área estable donde colocar el contacto oclusal.

- Exigen un ajuste pasivo “ideal”, y no admiten imperfecciones en el ajuste entre las piezas, dado no existe una interfase ocupada por el cemento que compense dichas imperfecciones.

Las indicaciones de la prótesis retenida por tornillos serán:

- Es un tipo de prótesis mas indicado en casos de rehabilitaciones extensas con ferulización de varios implantes o si existe la necesidad de modificar la prótesis después de su colocación.
- Cuando exista un espacio restaurador limitado en sentido vertical.
- Restauraciones sobre implantes colocados en localizaciones estéticas. Son de elección en casos de implantes colocados con el hombro a mas de 2 mm del margen gingival. La imposibilidad de retirar los excesos de cemento cuando la interfase hombro del implante – restauración se sitúe a una cierta profundidad hace que la prótesis atornillada sea de elección en ciertos tratamientos. En las localizaciones estéticas, al ser el objetivo prioritario la estética, se tenderá por el cirujano, a situar el hombro del implante ligeramente enterrado con el fin de evitar coloraciones no deseadas por transparencia, a través de la encía, del cuello del implante. La prótesis atornillada será de elección en el sector antero superior, localización estética por excelencia.

Las características de la prótesis cementadas sobre implantes son (104, 105):

- Mayor sencillez en su confección, especialmente en caso de utilización de pilares prefabricados
- La retirada de la prótesis una vez cementada es impredecible, ya que en algunos casos es imposible su remoción sin destruir la estructura.
- Mejor resultado estético, habida cuenta que no presentan el orificio de acceso para la chimenea del tornillo de retención.
- La localización de los contactos oclusales está facilitado:

- Por la inexistencia del orificio de la chimenea del tornillo de retención.

- Permite la confección de tablas oclusales más estrechas y con una anatomía más fisiológica.

- No está indicado en los casos en los que el hombro del implante se sitúe a más de 2 mm del margen gingival, dada la dificultad para retirar los excesos de cemento en esta situación. En este caso se deberá de optar por una prótesis atornillada o por un pilar que permita cambiar la posición del límite cervical de la restauración más hacia coronal (106).

- Facilita el uso de estructuras totalmente cerámicas.

- Exigen un espacio interoclusal mínimo, habida cuenta que dependen de la retención creada por la altura y conicidad del pilar.

- Al presentar una interfase de cemento, esta puede compensar pequeñas imperfecciones creadas durante los procesos de encerado y colado de las estructuras.

Las indicaciones de la prótesis cementada serán:

- Situaciones en las que el hombro del implante se sitúe como máximo a 2 mm del margen gingival.

- Necesidad de una mayor estética en las caras oclusales, como por ejemplo la zona posterior mandibular.

- Búsqueda de procedimientos restauradores rápidos y más económicos.

- Restauraciones parciales de poca extensión con pocos problemas desde el punto de vista biomecánico.

- Prótesis que no necesiten su remoción.

Un criterio general de selección del pilar es la filosofía de trabajo (prótesis cementada o prótesis atornillada) de cada profesional, que será modificada en función de lo anteriormente expuesto.

Desde un punto de vista de la supervivencia de los implantes, parece ser que el tipo de retención de la prótesis no influye en la predictibilidad del tratamiento implantes, aunque parece existir una mayor tendencia para que existan complicaciones técnicas en el caso de la prótesis atornillada, y de complicaciones biológicas en el caso de la prótesis cementada (102).

4. Material empleado

En los primeros tratamientos con implantes, el material restaurador empleado fue una combinación de una infraestructura metálica colada combinada con un recubrimiento de acrílico. Posteriormente se empezaron a usar sistemas de metal-cerámica para la restauración de tramos edéntulos parciales y de arcada completa, combinando la resistencia de una aleación metálica colada con la durabilidad de la cerámica feldespática convencional. Con la introducción de la tecnología Cad-Cam, fue posible empezar a emplear otro tipo de materiales como el titanio y el zirconio con el fin de mejorar la biocompatibilidad de las prótesis, así como las propiedades estéticas, especialmente en el sector anterior. La precisión del ajuste también se pudo mejorar gracias a los sistemas de confección de prótesis empleados como el sistema de fresado o sinterizado modernos. Se introdujeron sistemas de cerámica reforzada para permitir mejorar la resistencia asociada a una estética superior. Esto permitió eliminar la necesidad de una infraestructura de metal, que tiende a dificultar un buen resultado estético. En los últimos años se empezaron a utilizar sistemas cerámicos monolíticos de alta resistencia buscando el evitar las fracturas de cerámica, provocadas por fallos en el diseño de las estructuras o por la presencia de sobrecarga oclusal (98).

b) FACTORES OCLUSALES

1. Tipo y magnitud de las fuerzas

De forma clásica se ha asumido que las fuerzas verticales aplicadas durante la función son menos nocivas para la estabilidad de los implantes que las fuerzas oblicuas u horizontales, aunque en la actualidad estas ideas se han cuestionado. Sin embargo, existe suficiente evidencia de que la presencia de sobrecarga oclusal puede provocar el fracaso de la osteointegración o complicaciones del tipo mecánico en los implantes o en la prótesis como el aflojamiento o fracturas de tornillos, fractura de la prótesis e incluso fractura de los

implantes (81, 107). Por ello, será importante el diseño protésico de nuestras restauraciones, ya que éste tendrá una influencia determinante para evitar la sobrecarga de los implantes o restauraciones.

Kim, en un artículo de 2005, propone un diseño de oclusión diferente en función del tipo de restauración que se plantee (108):

- Desdentados completos rehabilitados con prótesis fija implantosoportada: En el caso de que la dentición antagonista sea una prótesis completa, el esquema oclusal que se plantea es una oclusión balanceada bilateral. Si la arcada antagonista es dentición natural, se planteará una guía anterior funcional, y una oclusión en función de grupo o mutuamente protegida. En el caso de existir cantiléver, en máxima intercuspidad, se puede dejar sin oclusión unas 100 micras, y además dejándolo sin contacto en los movimientos de lateralidad.

- Desdentados completos rehabilitados con sobredentaduras: Rehabilitar mediante oclusión balanceada bilateral, aunque no existen estudios clínicos que demuestren una superioridad real de ésta sobre la oclusión mutuamente protegida diseñando una adecuada guía canina.

- Prótesis parcial fija: diseñar una adecuada guía anterior con la dentición natural, así como una correcta guía canina. En el caso de presentar compromiso en los caninos, se puede plantear diseñar una oclusión de función de grupo. Realizar contactos en máxima intercuspidad centrados, con tablas oclusales estrechas y evitando o minimizando el uso de cantiléver.

- Dientes unitarios: rehabilitar con una adecuada guía anterior y lateral con la dentición natural. En máxima intercuspidad, a dejarlo libre de contacto cuando existe un apretamiento suave, y un ligero contacto cuando existe un apretamiento severo. También se deben aumentar la superficie de contacto de los puntos de contacto interproximal.

2. Ratio corona-implante

La relación crítica implante-corona no ha sido establecida. Existen publicaciones muy recientes que señalan que una relación 2:1 ó 3:1, no parece influir ni en la supervivencia, ni en la pérdida ósea marginal o la aparición de complicaciones técnicas en implantes cargados de forma convencional (109). Sin embargo, la presencia de una relación corona-implante desfavorable puede influir en una mayor probabilidad de complicaciones de tipo mecánico en los componentes de la prótesis, como el aflojamiento o fractura de tornillos, o la fractura del material de recubrimiento de la prótesis o de la estructura. Un ratio corona implante mayor de 2:1 fue asociado a una mayor posibilidad de aflojamiento y fracturas de pilares de coronas unitarias posteriores (110).

3. Cantilevers

En el diseño de la prótesis sobre implantes, es frecuente la incorporación de cantilevers, con el objetivo de mejorar la relación coste-beneficio de los tratamientos con implantes. Mientras que en el caso de dientes naturales, la existencia de cantilevers parece influir sobre la supervivencia de las prótesis a largo plazo (111), en el caso de implantes dentales, la supervivencia de los implantes o de las prótesis no parece estar afectada por la presencia de cantilevers. Sin embargo, parece existir un riesgo añadido de que ocurran complicaciones de tipo mecánico, por la sobrecarga producida en los implantes mas cercanos a la extensión. La extensión del cantiléver y la presencia de cargas no axiales son los factores señalados para que este tipo de complicaciones puedan producirse (112).

En una revisión sistemática publicada por Romeo y cols. (2012) se han analizado 6 estudios que cumplieran con los criterios de inclusión definidos por los autores. Ellos han concluido que a la luz de la información actual no parece haber diferencias del comportamiento clínico de prótesis fijas sobre dos o más implantes con cantilevers en lo que se refiere a la supervivencia de implantes, o la incidencia de complicaciones de tipo técnico o biológico. Sin embargo, los autores recomiendan limitar la extensión del cantiléver al no estar totalmente definido cual será el limite a partir del cual la presencia de cantiléver puede aportar un mayor índice de complicaciones cuando se compara con la prótesis fija sobre implantes sin extensiones (113).

c) INTEGRACIÓN ESTÉTICA

La implantología actual tiene como objetivos el conseguir una correcta osteointegración de los implantes, el de permitir lograr un éxito funcional de la restauración implantosoportada, pero también el de conseguir que la prótesis pueda integrarse en el entorno, permitiendo un resultado estético adecuado (39).

Se pueden definir factores de tipo anatómico o quirúrgico así como factores prostodónticos que van a influir en el resultado del tratamiento. Con respecto a los factores quirúrgicos, es imprescindible que la disponibilidad ósea sea la adecuada para un posicionado tridimensional correcto de los implantes en función de la anatomía final de la restauración, que debe de estar definida en la fase de planificación. Es frecuente el recurso a técnicas de aumento de tejidos blandos y duros que permiten corregir posibles defectos, y mejorar la predictibilidad del resultado estético del tratamiento. Las técnicas quirúrgicas tienden a ser menos invasivas de forma a minimizar los cambios producidos por el trauma quirúrgico en los tejidos (114).

Desde un punto de vista prostodóntico, el tratamiento empieza en el momento de la planificación, ya que, para un correcto planteamiento del número y posición de los implantes a colocar, es importante que se defina previamente como será diseñada la restauración final, de manera que se facilite el procedimiento quirúrgico (115). Es importante en muchos casos que exista una fase de provisionalización que va a permitir un modelado de los tejidos blandos facilitando la integración de la restauración final (116).

Con respecto a la prótesis definitiva, la introducción de la tecnología Cad-Cam ha permitido la introducción de materiales como el zirconio o el disilicato de litio, que combinados con la cerámica feldespática convencional, pueden reproducir con precisión las características ópticas de los dientes naturales, e incluso del tejido gingival, cuando sea necesario sustituir con cerámica rosa el tejido blando ausente (117).

d) AJUSTE PASIVO

La literatura recomienda que para el éxito del tratamiento con implantes es imprescindible que la prótesis presente un correcto ajuste pasivo para disminuir la posibilidad de complicaciones técnicas o de tipo biológico (118, 119). Sin embargo, la definición de ajuste pasivo no es totalmente clara. Algunos autores lo definen como la

ausencia de espacio entre la estructura y los implantes cuando esta se encuentra en su posición, y que no exista ningún tipo de tensión entre los componentes del sistema implante-prótesis (13). Otros autores consideran que el ajuste pasivo se puede obtener siempre que el espacio existente entre la prótesis y los implantes este por debajo de un umbral de 150 μm (120).

A pesar de no existir una definición única, parece haber concordancia en que para la supervivencia de una prótesis implantosoportada, es imprescindible que exista un correcto ajuste entre la estructura y los implantes, y que las técnicas de confección de estructuras sobre implantes no permiten obtener un ajuste pasivo ideal (121). Asimismo, es importante que, para lograr un correcto ajuste, se minimicen los errores que se puedan producir durante la ejecución de las fases clínica y de laboratorio de confección de una prótesis. La toma de impresión definitiva, la obtención del modelo maestro, la confección de la infraestructura y la colocación del material de recubrimiento tienen que ser lo más precisos posible, buscando el minimizar los desajustes entre la prótesis y los implantes. Conviene recordar que el límite de ajuste pasivo que se va a conseguir será aquel correspondiente al ajuste de la prótesis sobre el modelo, por lo tanto, la toma de impresión y su positivación necesitan tener un alto grado de precisión y fiabilidad (19).

1.3 IMPRESIONES EN PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES

Una impresión dental se define como la reproducción en negativo de los tejidos orales y se usa para producir una replica positiva de los mismos de forma a permitir un registro permanente en la producción de una restauración dental o de una prótesis (122). En el caso de la construcción de prótesis sobre implantes, el objetivo es poder confeccionar un modelo de trabajo fiable, que duplique con precisión la situación oral del paciente: posición de los implantes en la boca y de los tejidos perimplantarios. El desajuste de la prótesis derivado de una incorrecta impresión implica una serie de complicaciones de orden técnica o biológica, que pueden afectar a la supervivencia de la prótesis, o incluso de los implantes que la soportan (123).

Para una correcta toma de impresión, resulta necesario el uso de materiales en estado plástico que cuando sufren el ciclo de polimerización, se convierten en materiales

estables y que no sufran distorsiones dimensionales. Para facilitar la reproducción de los implantes, los diversos sistemas en el mercado han desarrollado unos aditamentos, denominados de cofias de impresión, que se adaptan por un mecanismo de encaje o de atornillado al implante o pilar protético colocado en boca, y que quedaran incluidos en el material de impresión de forma directa o indirecta, permitiendo la conexión de aditamentos denominados de replicas de implantes o de pilar, que permitirán reproducir de forma exacta la posición y forma tridimensional de los implantes existentes en boca y trasladarlo a un modelo positivado. El futuro cercano será la toma de impresión digital por tecnología CAD-CAM. Hoy por hoy, no es posible su aplicación a la toma de impresión en prótesis sobre implantes con la precisión necesaria en todas las situaciones clínicas (15).

1.3.1 OBJETIVOS DE UNA IMPRESIÓN SOBRE IMPLANTES

Con la finalidad de que una impresión sobre implantes reproduzca de forma exacta la situación real en boca, esta debe de lograr los siguientes objetivos:

- 1) La reproducción exacta tridimensional de la posición de cada implante en boca.
- 2) La reproducción anatómica exacta de los dientes vecinos remanentes y de los tejidos blandos de la arcada.
- 3) Que no sea defectuosa, incluyendo en ella arrastre o poros o deformaciones.

1.3.2 REQUISITOS DE UNA IMPRESIÓN SOBRE IMPLANTES

Para una correcta impresión se deben de tener en cuenta algunos factores:

- El material de impresión deberá presentar unas propiedades mecánicas adecuadas, y características de manejo clínico aceptables (124, 125).
- Las cofias de impresión deberán de ser lo suficientemente retentivas para quedarse bloqueadas en la posición correcta sin permitir cambios en su posición, cuando polimerice el material de impresión (126).

- Las cofias de impresión deben de tener un ajuste suficiente a la cabeza del implante o pilar, con unas tolerancias de mecanizado que no aporten discrepancias durante el positivado (127).

- Resulta fundamental el uso de una cubeta estándar o individual que cubra de forma adecuada toda la zona a reproducir, que permita, además, la correcta manipulación de las cofias durante la desinserción de la impresión (128).

- La cofia de impresión debe de permitir que exista una capa del material de impresión de espesor y dimensiones adecuadas para que este no sufra deformaciones permanentes después de polimerizar durante la desinserción de la cubeta o durante el positivado (129).

- La técnica de impresión empleada debe de permitir que no existan deformaciones permanentes del material de impresión, o desplazamiento de las cofias de impresión, independientemente del tipo de conexión de los implantes, del número de implantes, posición tridimensional o angulación entre ellos (130).

1.3.3 MATERIALES DE IMPRESIÓN

La selección del material de impresión es un punto importante en el éxito del procedimiento de toma de impresión. En prótesis sobre implantes ayudarán a la

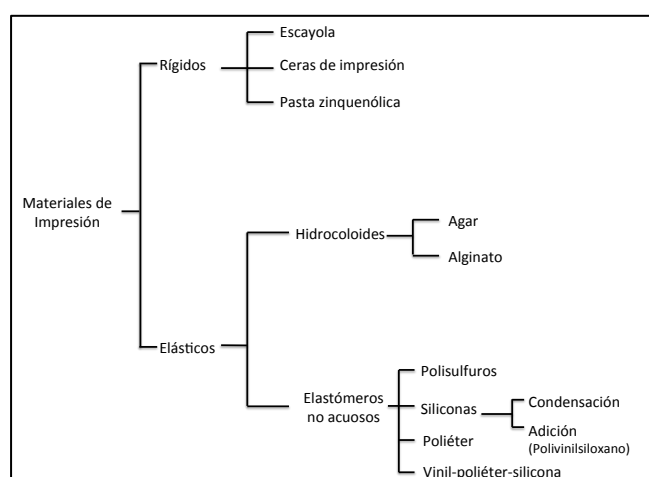


Figura 1. Tipos de materiales de impresión.

transferencia de forma fidedigna de la posición de los implantes en la boca, así como de la morfología de los tejidos duros y blandos que rodean a los implantes.

Para la reproducción de las estructuras de la cavidad oral, los materiales de impresión se convierten de un estado plástico a una situación de polimerización con

estabilidad dimensional, creando replicas negativas de los tejidos blandos y duros de la cavidad oral por intermedio de una alteración física, química o de polimerización (131).

Los materiales de impresión se pueden dividir en materiales rígidos o en materiales elásticos, en función del estado que presentan después de su fraguado.

En implantoprótesis se requiere que el material de impresión cumpla los siguientes requisitos:

- a) Que presente suficiente rigidez para sujetar la cofia de impresión de forma a que prevenga el desplazamiento accidental de la cofia cuando se conecta una replica;
- b) Que la distorsión posicional sea prácticamente inexistente entre las replicas de los implantes o pilares existentes en boca.
- c) Que presente una resistencia al desgarro y elasticidad adecuadas, así como una correcta resistencia a la tracción, de forma a que la desinserción de la cubeta no provoque la fractura del material, especialmente en las zonas más retentivas. Igualmente esto va a permitir que durante el positivado no existan errores incorporados por una excesiva rigidez del material de impresión.

En los últimos años los materiales del tipo rígido como las escayolas, las ceras o pastas cinquenólicas se han dejado de usar en clínica para prótesis fija, debido a la tendencia a la fractura que presentan durante su remoción siempre que existan zonas retentivas, usuales en presencia de dientes naturales remanentes (132).

El uso de materiales elastoméricos como los Poliéteres y Polivinilsiloxanos constituyen actualmente la opción más frecuente para la toma de impresiones sobre implantes, tanto en desdentados completos como desdentados parciales (15).

Materiales de impresión a utilizar en prótesis sobre implantes:

a) Poliéteres

Este tipo de material se presenta en un sistema de dos pastas para mezclar en un sistema base-catalizador. La base esta compuesta por un copolímero de poliéter de bajo

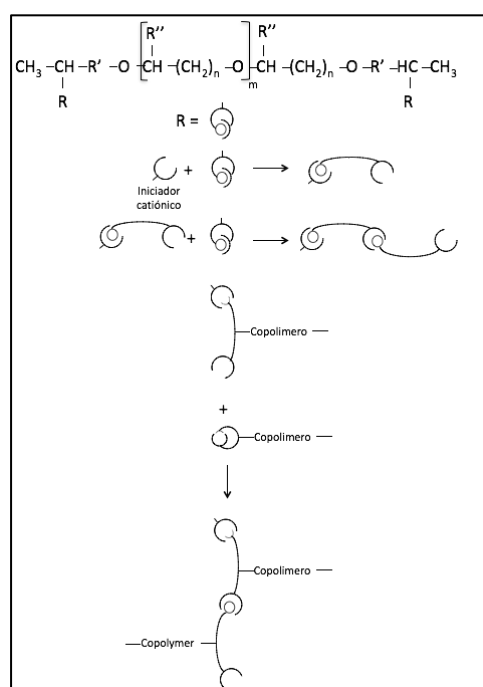


Figura 2. Reacción de polimerización del poliéter.

peso molecular con átomos de oxígeno alternados con grupos de metileno, además de relleno inorgánico, como la sílice coloidal y plastificantes. La pasta catalizadora contiene un iniciador alifático catiónico que funciona como un agente de enlaces cruzados (131).

El elastómero se forma mediante una reacción de polimerización catiónica por la apertura de los anillos reactivos terminales. El esqueleto del polímero está formado por un copolímero de unidades óxido de etileno y óxido de tetrametileno. El tiempo de trabajo está alrededor de unos 2,5-3 min y el tiempo de polimerización es de 6 minutos (132).

Los Poliéteres se suelen presentar en viscosidades distintas (alta, mediana y baja), siendo que las viscosidades más bajas se han introducido para compensar la tradicional dureza de este material en comparación con los Polivinilsiloxanos. Presentan una recuperación elástica de un 98-99% y una resistencia al desgarro que varía entre 1,8-4,8kN/m en función de su viscosidad. Presentan una contracción de polimerización de aproximadamente 0,3% a las 24h. Son materiales altamente hidrofílicos, y tienen la capacidad de absorber agua, lo cual significa que no se recomienda su almacenamiento en agua o en ambiente húmedo, por el peligro de cambios dimensionales (133).

Se consideran materiales superiores a los polisulfuros y siliconas de condensación por su mayor precisión y mejor reproducción de detalles. Al presentarse en viscosidades relativamente bajas, no incorporan presión en los tejidos blandos durante la toma de impresión, lo cual constituye una ventaja con respecto al uso de polivinilsiloxanos de muy alta viscosidad (consistencia *putty*).

Como desventajas podemos señalar su elevada rigidez en comparación con la familia de las siliconas (de adición o condensación), lo cual constituye un problema en situaciones de arcadas con zonas muy retentivas. Presentan un sabor desagradable para el paciente, y

su capacidad de absorber agua después de polimerizado hace crítico el ambiente en que se almacenan antes de la positivación de una impresión. Este hecho impide igualmente que este material se mantenga mucho tiempo en soluciones desinfectantes (124). Algunos adhesivos dentinarios pueden inhibir la polimerización del poliéter, lo que puede contraindicar su uso en casos de impresiones sobre dientes pilares que hayan sufrido tratamiento de sellado dentinario inmediato (134).

b) Polivinilsiloxanos

Este tipo de material esta disponible en 5 viscosidades diferentes (extra-light, light,

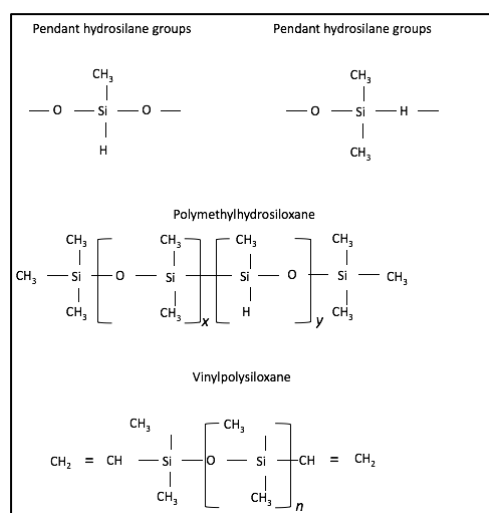


Figura 3. Reacción de polimerización del polivinilsiloxano.

medium, heavy, y putty), y en un sistema de pasta base-pasta catalizadora. La pasta base contiene un polímero de bajo peso molecular (polimetilhidrosiloxano) y un relleno. La pasta catalizador esta compuesta por un polímero de dimetilsiloxano y por un catalizador con pletina (ácido cloropletínico). El tiempo de trabajo varia entre 2-4 minutos y el tiempo de fraguado total puede variar entre 4-6,5 minutos (132).

El catalizador da inicio a la reacción de polimerización, que en un principio termina sin la liberación de productos residuales volátiles, de ahí

su estabilidad dimensional, al no ser reactiva terminada la reacción. Sin embargo, en algunos casos la reacción libera iones de hidrogeno, que podrían provocar burbujas en el material, por eso algunos fabricantes han incluido sustancias como el paladio en la composición de este material, que absorbe el hidrogeno liberado. Es por la posible liberación de iones de hidrogeno que se recomienda un tiempo de espera mínimo de 1 hora hasta la positivación de la impresión para no incluir burbujas en el modelo positivado de escayola o resina epoxi (131).

Se ha comprobado que el látex de los guantes puede liberar compuestos con sulfuro que pueden afectar la polimerización de los polivinilsiloxanos, con lo cual se recomienda que los guantes no contacten con el material durante la mezcla del mismo (135). Esto no ocurre con los guantes de nitrilo o vinilo. Parece ser que algunas resinas compuestas o materiales

de restauraciones provisionales pueden tener el mismo efecto inhibitor como en el caso del látex (134).

Los polivinilsiloxanos están considerados como los materiales de impresión con mejor capacidad de reproducción de detalles, en comparación con las siliconas de condensación, polisulfuros e incluso poliéteres (132). Presentan una excelente recuperación elástica, una contracción de polimerización mínima y una estabilidad dimensional excelente. Sin embargo, son materiales bastante rígidos, principalmente los de viscosidad más elevada, lo que puede dificultar la remoción de una impresión en casos de existencia de zonas muy retentivas sin alivio previo. Son materiales muy estables, con capacidad de positivarse hasta 1 semana después de tomada la impresión (131). Además, al no presentar olor ni sabor son muy bien aceptados por el paciente.

Como desventajas podemos señalar su alto coste en comparación con los polisulfuros y siliconas de condensación, e igualmente su rigidez elevada en comparación con estos dos materiales. Tienen una resistencia al desgarro moderada, lo que puede ser un problema en los casos de surcos gingivales durante la remoción de la impresión. La hidrofobia natural de este material hace que este material pueda reproducir de forma inadecuada zonas con demasiada humedad, aunque en los últimos años los fabricantes hayan incorporado sustancias surfactantes en la composición de los polivinilsiloxanos, con el ánimo de minimizar este efecto (136). La viscosidad putty puede provocar una compresión exagerada de los tejidos blandos, lo cual puede dificultar su uso en casos de desdentados completos al dar origen a modelos distorsionados de la situación clínica real.

c) Siliconas de condensación

Las siliconas de condensación son materiales elastoméricos existentes en 4 viscosidades (light, medium, high y putty), usados con más frecuencia en prótesis parcial fija dentosoportada, aunque su uso esta disminuyendo, por presentar propiedades en general inferiores a los Poliéteres y Polivinilsiloxanos. Se siguen usando todavía en laboratorios de prótesis, como material duplicador de modelos o para confección de llaves.

Su pasta base esta compuesta por un polidimetilsiloxano con grupos terminales hidroxilo, un silicato de ortoalquilo, bien como un material de relleno, que suele ser la sílice coloidal. El catalizador, que puede presentarse en pasta o líquido, esta compuesto por

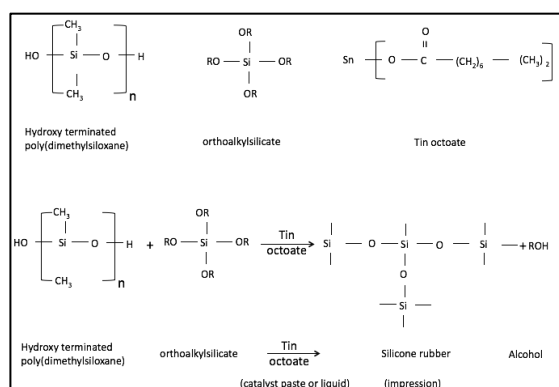


Figura 4. Reacción de polimerización de la silicona de condensación.

un ester metálico orgánico, el octanoato de estaño y por un plastificador, el dibutilftalato. En la figura 4 se puede observar que el ester orgánico cataliza la reacción formándose un polímero elastomérico resultante del entrecruzamiento de los grupos terminales hidroxilo y los silicatos alquílicos. Como producto resultante de la polimerización se forma alcohol etílico (132).

En la tabla 2 se pueden observar las propiedades mecánicas de este elastómero, donde resalta su excelente recuperación elástica. Sin embargo, este material, al liberar el alcohol etílico, sufre una contracción de polimerización superior a la de los polisulfuros o poliéteres. Para mejorar la capacidad de reproducción de detalles, se recomienda el uso de este material con una doble viscosidad y con una técnica de doble impresión, de forma a minimizar los problemas de contracción de polimerización. Es un material que se recomienda positivar en el menor tiempo posible, en el máximo 1 hora, por su inestabilidad dimensional. Una de las ventajas es la posibilidad de modificar el tiempo de polimerización, cambiando la cantidad de catalizador empleada. Tal como los polivinilsiloxanos, estos son materiales altamente hidrofóbicos, lo cual dificulta la reproducción de zonas donde no sea posible un buen control de fluidos (131).

d) Polisulfuros o Mercaptanos

Los polisulfuros son materiales elastoméricos de bajo coste y alta fiabilidad en cuanto a su precisión, y durante varios años se han usado en gran escala para prótesis fija dentosoportada. Se presentan en un sistema pasta-pasta, y disponibles en 3 viscosidades (baja, mediana y alta).

En la pasta base se encuentra el polímero de bajo peso molecular con grupos de mercaptano, bien como plastificantes. En función de la viscosidad del material, el relleno inorgánico compuesto por dióxido de titanio, óxido de zinc o sílice, estará presente en diferentes proporciones que varían entre 12-50%. La pasta catalizadora esta compuesta por dióxido de plomo, azufre y aceites inertes (132). La reacción de polimerización ocurre por

condensación, siendo tal que el polímero final resulta de un alargamiento de la cadena y por entrecruzamiento entre los grupos –SH en otras moléculas.

La recuperación elástica de este material es ligeramente inferior a la de otros materiales elastoméricos (96%). Su alta flexibilidad permite que estos materiales resistan mejor a las zonas más retentivas, en comparación con los Poliéteres o los Polivinilsiloxanos. También presentan una alta resistencia al desgarro, lo cual les hace buenos materiales en zonas muy subgingivales.

El tiempo de trabajo es de alrededor de 2,5 minutos, siendo el tiempo de polimerización total de unos 6 minutos. Este tiempo se ve reducido por el aumento de temperatura bien como por la humedad. La impresión se debe de positivizar hasta 1 hora después de tomada la impresión.

Estos materiales presentan una buena reproducción de detalles, un buen tiempo de

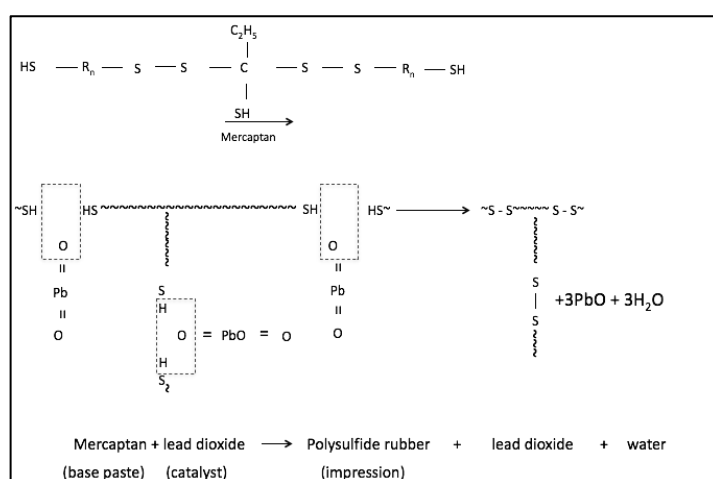


Figura 5. Reacción de polimerización del polisulfuro.

trabajo y una buena resistencia al desgarro, pero son desagradables para el paciente por su mal olor, y su alta fluidez les puede hacer peligrosos por la facilidad de fluir hacia las zonas posteriores del paladar. Son materiales que necesitan de una positivación en un corto período de tiempo (1 hora) y

se recomienda el uso de cubetas individuales por la mayor facilidad de distorsión en caso de cubetas estándar, que no permiten un espesor uniforme del material (131).

e) Vinil-poliéter-silicona

La introducción de este material es relativamente reciente, y su desarrollo tuvo como principio el de intentar minimizar los defectos del poliéter y del polivinilsiloxano (137). Es un material compuesto por dióxido de silicona (30-65%), vinildimetilpolisiloxano (10-50%), metilhidrógeno dimetilpolisiloxano (3-10%), lo cual le confiere las características de manejo, elasticidad y resistencia al desgarro características de las siliconas de adición convencionales, pero incluye igualmente un componente de poliéter en una proporción variable (5-20%), lo cual le aporta una hidrofilia y rigidez características de los Poliéteres. Esto permite, en teoría, minimizar los problemas de reproducción de superficies con mayor humedad (ej: surco gingival con tendencia a la hemorragia). Sin embargo, no existe todavía suficiente información que pueda comprobar su mayor eficacia con respecto a los materiales elastoméricos mas habituales en la práctica clínica diaria (123).

Tabla 2. Propiedades físicas de los materiales de impresión elastoméricos (131).

| | POLIÉTERES | POLIVINILSILOXANOS | SILICONAS DE CONDENSACIÓN | POLISULFUROS |
|---------------------------------------|---------------|--------------------|---------------------------|----------------|
| Recuperación elástica (%) | 99.0 – 98.3 | 99.9 – 99.0 | 99.6 – 98.2 | 96.9 – 94.5 |
| Flexibilidad (%) | 1.9 – 3.3 | 1.3 – 5.6 | 3.5 – 7.8 | 8.5 - 20 |
| Flow (%) | < 0.05 | < 0.05 | < 0.10 | 0.4 – 1.9 |
| Límite de reproducción (µm) | 25 | 25 | 25 | 25 |
| Contracción 24 horas (%) | 0.2 – 0.3 | 0.01 – 0.2 | 0.2 – 1.0 | 0.4 – 0.5 |
| Resistencia al desgarro (g/cm) | 1,700 – 4,000 | 1,640 – 5,260 | 2,280 – 4,370 | 2,240 – 7, 410 |

Tabla 3. Propiedades de manejo de los materiales de impresión elastoméricos (131).

| | POLIÉTERES | POLIVINILSILOXANOS | SILICONAS DE CONDENSACIÓN | POLISULFUROS |
|---|---------------------------|---------------------------|----------------------------------|-------------------------|
| Preparación | 2 pastas | 2 pastas | 2 pastas o pasta-líquido | 2 pastas |
| Manejo | Simples | Simples | Simples | Simples |
| Facilidad de uso | Buena | Buena | Justa | Justa |
| Reacción del paciente | Desagradable limpia | Agradable | Agradable, limpia | Desagradable, mancha |
| Facilidad de remoción | Fácil | Moderado | Moderado | Moderado a difícil |
| Tiempo de trabajo (min) | 2.5 | 2 – 4.5 | 3 | 5 - 7 |
| Tiempo de fraguado (min) | 4.5 | 3 – 7 | 6 – 8 | 8 - 12 |
| Estabilidad | 1 sem mantiene seca | 1 sem | Vaciado inmediato | 1h |
| Humectación y la facilidad de positivado | Buena | Justa a buena | Justa | Excelente |
| Material de troquel | Piedra | Piedra | Piedra | Piedra |
| Galvanoplastia | Sí | Sí | Sí | Sí |
| Desinfección | Justa | Excelente | Excelente | Justa |

Tabla 4. Ventajas e inconvenientes de los elastómeros.

| POLIÉTERES | POLIVINILSILOXANOS | SILICONAS DE CONDENSACIÓN | POLISULFUROS |
|---|--|---|---|
| Ventajas | Ventajas | Ventajas | Ventajas |
| <ul style="list-style-type: none"> - Alta rigidez - Elevada capacidad de reproducción de detalles - Alta estabilidad dimensional - Hidrofílicos - Tiempo de positivado | <ul style="list-style-type: none"> - Recuperación elástica elevada - Elevada capacidad de reproducción de detalles - Alta estabilidad dimensional - Tiempo de positivado | <ul style="list-style-type: none"> - Elevada capacidad de reproducción de detalles - Se puede cambiar el tiempo de polimerización variando la cantidad de catalizador | <ul style="list-style-type: none"> - Alta resistencia al desgarro - Buena capacidad de reproducción de detalles |
| Inconvenientes | Inconvenientes | Inconvenientes | Inconvenientes |
| <ul style="list-style-type: none"> - Dificultad de remoción en caso de zonas muy retentivas - Sabor y olor desagradables | <ul style="list-style-type: none"> - Pueden liberar hidrogeno - Hidrófobos | <ul style="list-style-type: none"> - Tiempo de positivado limitado - Hidrófobos - Baja estabilidad dimensional | <ul style="list-style-type: none"> - Recuperación elástica limitada - Tiempo de positivado limitado - Sabor y olor desagradables |

1.3.4 TÉCNICAS DE IMPRESIÓN SOBRE IMPLANTES

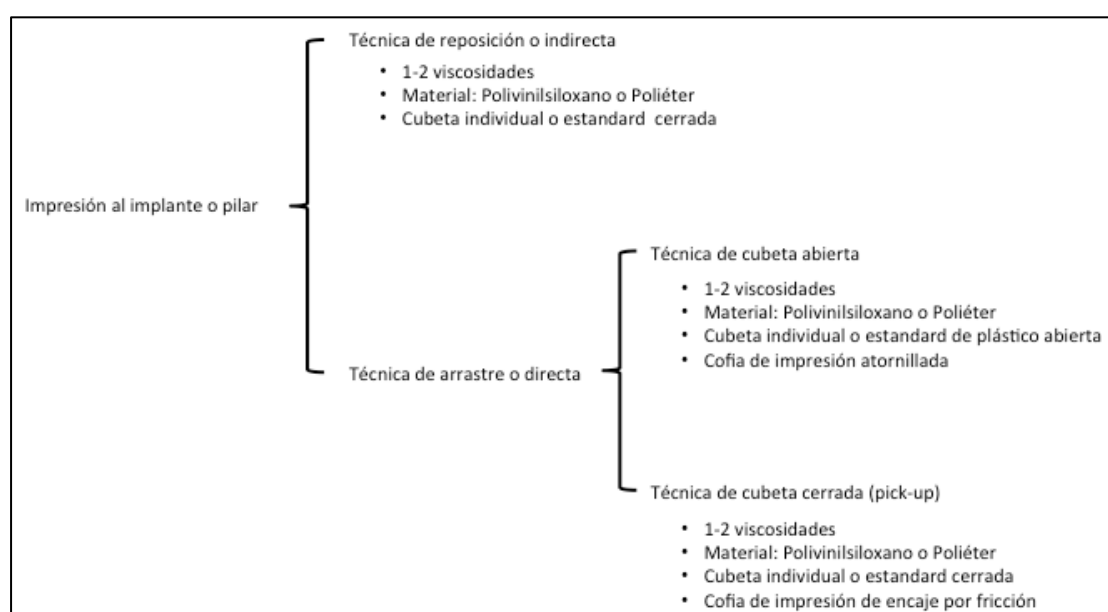
En prótesis sobre implantes se han descrito varias técnicas de impresión con el objetivo de permitir obtener un modelo maestro preciso que duplique con fidelidad la situación de los implantes y tejidos perimplantarios en la boca del paciente y que permita la construcción de una prótesis con un ajuste adecuado (138).

Las técnicas de impresión se suelen hacer usando aditamentos pre-fabricados, las cofias de impresión, que encajan directamente a la cabeza del implante o a un pilar intermedio que este colocado sobre el implante en boca (139). Las cofias tienen una forma más o menos retentiva de forma que el material de impresión una vez polimerizado, las pueda sujetar sin existir distorsión de su posición. Para la positivación de la misma, se

requiere en general el uso de una réplica del implante o pilar, que se encaja por fricción o por atornillado a la cofia de impresión (20).

En el figura 6 podemos ver que las técnicas de impresión en prótesis sobre implantes se pueden dividir en **técnicas de arrastre o directas** o **técnicas de reposición o indirectas**, independientemente de si la impresión se hace a un pilar de prótesis o directamente al implante:

Figura 6. Tipos de técnicas de impresión en implantes.



A- Técnica de reposición

En la **técnica de reposición**, la cofia se atornilla al implante, y una vez fraguado el material de impresión, se retira la impresión de la boca, permaneciendo la cofia atornillada al implante. Esta se desatornilla del implante y se atornilla a la replica, el conjunto se encaja por fricción en la impresión, en la huella que ha dejado la cofia. Para ello el material de impresión ha de ser suficientemente rígido y estable de forma que permita una posición única y estable. También requiere que la cofia este diseñada de tal manera que permita la desinserción fácil de la impresión sin fracturas del material de impresión (140). Esta técnica se usa con un material elastomérico, poliéter o polivinilsiloxano, con una o doble viscosidad, y con cubeta estándar o cubeta individual cerrada, que será útil para permitir un espesor

más uniforme del material de impresión, así como permite una adaptación más adecuada al contorno del maxilar o mandíbula (141).

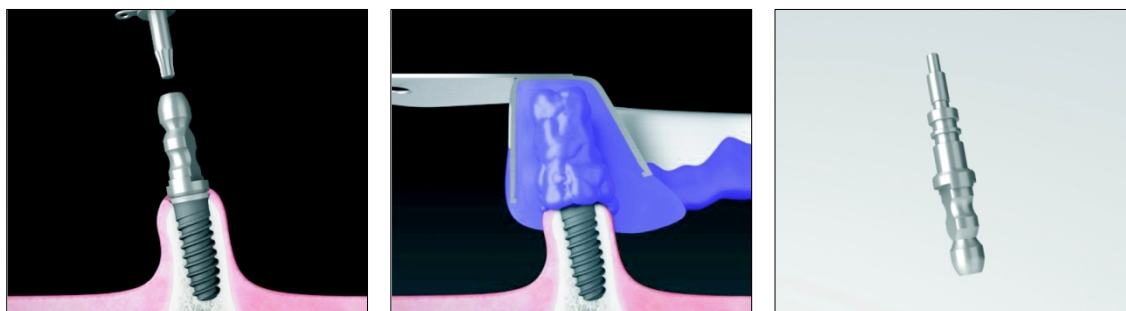


Figura 7. Toma de impresión de reposición del sistema de implantes Klockner Essential Cone.

B- Técnica de Arrastre

La **técnica de arrastre** se basa en el principio de que el material de impresión lleva incorporado la cofia cuando se retira y posteriormente se encaja o atornilla a esta la replica de implante o pilar antes de la positivación. Esta técnica se puede dividir a su vez en **técnica de cubeta cerrada o pick-up**, y **técnica de cubeta abierta** con cofia atornillada.

1. Técnica pick-up con cubeta cerrada

En la **técnica pick-up**, se encaja una cofia que suele ser de plástico o teflón por fricción al implante o al pilar. Esta debe de tener una configuración suficientemente retentiva para que cuando se retire la cubeta con el material de impresión polimerizado, este arrastre en su interior la cofia (142). Posteriormente se encaja a la cofia la replica de implante o pilar para proceder a la positivación. Debido a la naturaleza del material de la cofia, se recomienda en general que las cofias de impresión sean de un solo uso, y por lo tanto desechable, dado que su uso repetido puede alterar las propiedades de la cofia como su elasticidad, disminuyendo la fiabilidad de la impresión (143). En esta técnica es imprescindible el uso de un material tipo poliéter o polivinilsiloxano, por sus características mecánicas de rigidez y estabilidad dimensional. La cubeta se podrá usar prefabricada en metal o plástico, o individual, en ambos casos cerrada.



Figura 8. Técnica de impresión de arrastre con cofias de plástico "pick up" del sistema de implantes Klockner Essential Cone.

2. Técnica de arrastre con cubeta abierta

La cofia está compuesta generalmente por 2 piezas, el cuerpo con un formato retentivo, y un tornillo pasante (figura 9). La cofia se atornilla al implante o al pilar, sobresaliendo de esta el tornillo de retención. En la **técnica de cubeta abierta**, es obligatorio el uso de una cubeta individual acrílica o pre-fabricada de plástico, para permitir la apertura de pequeñas ventanas en la cubeta que faciliten el acceso al tornillo de fijación de la cofia de impresión. Después de polimerizado el material de impresión, que se recomienda tal como en los casos anteriores que sea un poliéter o polivinilsiloxano, se desatornilla totalmente el tornillo de la cofia y se retira la cubeta, que arrastra la cofia en su interior (144). Posteriormente se atornilla a la cofia la replica, para su positivación. Es fundamental en este caso que la cofia sea suficientemente retentiva para permitir una posición única, estable y solida en el material de impresión.



Figura 9. Técnica de impresión de arrastre con cofia atornillada del sistema de implantes Klockner Essential Cone.

C- Otras

1. Técnica de arrastre con ferulización de cofias y cubeta abierta

En la literatura podemos encontrar variaciones de las técnicas anteriores, que se han presentado para minimizar los posibles errores o discrepancias en los modelos. Una de las



Figura 10. Ferulización de las cofias de toma de impresión.

técnicas más usadas es la ferulización previa de las cofias de impresión de arrastre con cubeta abierta con un material rígido, como puede ser una resina acrílica o composite, o incluso la escayola como forma de evitar los cambios dimensionales del material de impresión. En el caso de usar resinas acrílicas, se debe de tener en cuenta la contracción de polimerización de este material, e incluso algunos autores recomiendan que la férula debe de estar

preparada desde entre 1h-24h antes de la toma de impresión (145), de forma a evitar al máximo las distorsiones. Otra fórmula consiste en confeccionar la ferulización en un modelo previo entre las cofias usando seda dental y una resina autopolimerizable, hacer secciones muy finas y durante la toma de impresión definitiva unir los segmentos de resina. De esta forma, al añadir pequeñas porciones de resina para la ferulización se disminuye el potencial de deformaciones, visto que la deformación del material esta directamente relacionada con la cantidad de resina empleada (146).

2. Técnica de impresión sin uso de cofias prefabricadas

Otra técnica descrita es la posibilidad de tomar la impresión a pilares para prótesis cementada sin el uso de cofias de impresión, simulando el mismo procedimiento usado para prótesis fija sobre dientes naturales (147). Sin embargo, de la poca literatura encontrada, parece ser que la precisión del modelo obtenido es inferior a la de se puede conseguir usando una técnica de impresión sobre implantes con cofias de impresión atornilladas. Kwon y cols. (2011) compararon la precisión de modelos obtenidos con una técnica de cubeta abierta con cofias de impresión atornilladas y con una técnica de impresión de cubeta cerrada sin uso de copings de impresión (148). En su modelo experimental han empleado un modelo de maxilar superior con 3 implantes contiguos en la zona posterior, correspondientes a un premolar y 2 molares. En el grupo de impresión sin cofias atornillaron

a cada uno de los implantes un pilar para prótesis cementada con 6 mm de altura y una conicidad de 6 grados. La impresión se tomó usando un material de impresión elastomérico, simulando una impresión convencional para prótesis fija dentosoportada. En el grupo de impresión con cofias, se tomaron impresiones directas a los implantes con cofias de impresión atornilladas. En los resultados, se verificaron diferencias estadísticamente significativas, donde la distorsión lineal y rotacional fue mayor en el grupo de impresión sin cofias. Los autores concluyeron que la distorsión lineal y rotacional era directamente proporcional a la distancia entre cada uno de los pilares. Aunque la literatura existente describiendo esta técnica sea escasa, su uso no se recomienda, principalmente en los casos en que se pretenda una ferulización entre implantes con la supraestructura (148).

3. Técnica de impresión con modificación de las cofias de impresión atornilladas

Una variación de las técnicas descritas consiste en modificar las cofias de impresión metálicas atornilladas, con el supuesto objetivo de mejorar la precisión de la impresión obtenida. Vigolo y cols. (2000) compararon en un modelo de resina con un implante unitario de conexión externa hexagonal colocado en la posición del segundo premolar superior, una técnica de impresión de arrastre con una cofia de impresión metálica atornillada prefabricada, con una técnica donde una cofia similar se preparaba mediante chorreado con óxido de alúmina de 50 μm a 2,5 bar de presión y posterior aplicación de un adhesivo del material de impresión empleado, que fue un poliéter de viscosidad media. En sus resultados, encontraron que las diferencias entre los dos grupos en cuanto a la distorsión rotacional de las cofias de impresión no fueron estadísticamente significativas, aunque hubo tendencia para una mayor precisión de los modelos obtenidos a partir de las impresiones tomadas con las cofias modificadas (149). En otro estudio de los mismos autores, se comprobó la eficacia de esta técnica, cuando usado en casos de múltiples implantes de hexágono externo distribuidos en una arcada edéntula, disminuyendo la distorsión de la situación clínica al modelo obtenido, con una menor variación en la distancia entre los implantes anteriores y posteriores (150). Sin embargo, cuando se probó el mismo procedimiento en un modelo experimental que simulaba la existencia de 4 implantes de conexión interna, la toma de impresión mediante el uso de la modificación de las cofias atornilladas con el chorreado de óxido de alúmina y el adhesivo del material de impresión no ha demostrado ninguna ventaja sobre el uso de cofias de impresión prefabricadas sin modificar (151). Los resultados de este

procedimiento parecen ser contradictorios, lo cual puede significar que otros factores además de la modificación de las cofias pueden asumir mayor importancia en la precisión de una impresión sobre implantes.

4. Impresión digital con escáner intra-oral

En los últimos años se han introducido en el mercado varios sistemas de escáneres inter-orales que permiten sustituir la toma de impresión convencional con cubeta y material de impresión, usando una tecnología que posibilita la creación de archivos S.T.L. (Standard Triangulation Language). Estos archivos se pueden manejar con un software de diseño C.A.D. (computer aided design) y a partir de la estructura virtualmente diseñada se pueden obtener estructuras en varios materiales, creando un flujo de trabajo entre clínica y laboratorio digital (152-154). Para el caso de dientes naturales, existe ya bastante evidencia que permite atestar la precisión de estos sistemas, siempre que las preparaciones dentales se puedan exponer de forma adecuada al escáner (155, 156).

En el caso de implantes dentales, estos no pueden ser escaneados directamente teniendo en cuenta la configuración que presentan al nivel de la conexión (157). Por lo tanto, los fabricantes han desarrollado aditamentos especiales (scanbodys) para permitir el escaneado en la boca, tal como ya lo habían desarrollado para los escáneres de laboratorio.

Las impresiones digitales sobre implantes presentan varias ventajas frente a las impresiones convencionales, ya que permiten eliminar determinados errores posibles en una impresión como la presencia de burbujas, arrastres o la polimerización inadecuada del material (15). Por otra parte, este tipo de impresión puede disminuir el número de pasos necesarios para confección de la prótesis, al simplificar el procedimiento de impresión, ya que elimina la selección de una cubeta, y resulta más cómodo para el paciente (158). Asimismo, este tipo de impresión permite igualmente un mejor racionamiento del almacenado de los modelos, al limitarse a un archivo virtual, y además evita el envío físico de los registros al laboratorio, ahorrando tiempos de trabajo (159). Las principales desventajas de este tipo de impresión es la necesidad de adquirir un aparato de alto coste, así como la curva de aprendizaje necesaria para dominar la técnica de impresión digital (160).

Con respecto a la eficacia de este tipo de procedimientos, existe todavía poca información en la literatura que permita asegurar la fiabilidad cuando se compararan con las técnicas convencionales de impresión (152). Stimmelmayer y cols. (2012) valoraron la precisión de la toma de impresión con scanbodys sobre análogos de implantes y sobre implantes originales en un modelo experimental con 4 implantes. Los autores verificaron que la precisión de la impresión fue superior en el modelo duplicado con los análogos de implantes. También verificaron que el uso de un polvo de contraste para facilitar el registro por el escáner, puede influir negativamente en la precisión del archivo S.T.L. creado (161).

Howell y cols. (2013) verificaron que la imprecisión digital fue menos precisa que una impresión convencional ferulizada de arrastre. En este estudio se usaron implantes angulados, lo cual puede haber influido negativamente en la precisión de la impresión digital (162). De igual forma, Al-Abdullah y cols. (2013) encontraron que una impresión convencional con cofias de arrastre ferulizadas mostró mejores resultados al compararla con una impresión digital tomada con un escáner intra-oral (163).

Algunos sistemas de implantes han desarrollado pilares de cicatrización que sirven como localizadores para permitir un escaneado y transferir la posición del implante a un modelo virtual, tal como en el caso del scanbody convencional (164). Eliasson y cols. (2012) valoraron la precisión de este aditamento para la toma de impresión digital y lo compararon con una impresión convencional de arrastre en un modelo experimental de 3 implantes adyacentes. Verificaron que con la impresión digital presentó un mayor grado de distorsión con respecto a la impresión convencional (158).

Por otra parte Karl y cols. (2012) valoraron la precisión de una técnica de impresión digital en un modelo experimental con 2 implantes colocados de forma paralela y compararon con una técnica convencional de toma de impresión con una técnica “pick-up”. La medición de la precisión de las impresiones se hizo mediante la confección de una estructura de 3 elementos de zirconio para cementar, a la cual se acoplaron sensores de presión. Verificaron que la tensión generada en la estructura fue menor en el grupo test (impresión digital) cuando comparado con el grupo control (impresión convencional). Sin embargo, se debe de señalar que la toma de impresión digital se hizo directamente sobre pilares con forma de muñón, similar a una impresión digital sobre dientes, lo cual puede

constituir un sesgo importante a la hora de comparar con otros estudios efectuados con scanbodies acoplados a los implantes (159).

En un estudio reciente, Papaspyridakos y cols. (2015), compararon en un modelo experimental simulando un desdentado completo con 5 implantes colocados, una técnica de impresión digital con scanbodies acoplados a los implantes, con una técnica de impresión de arrastre directa a implante con cofias ferulizadas, con una técnica de arrastre sin ferulizar directa a los implantes, con una técnica de impresión con cofias de arrastre ferulizadas pero al nivel de pilares intermedios y con una técnica de arrastre a pilares convencional. Dos de los implantes presentaban un disparelismo de 10 y 15° respectivamente. Mediante el escaneado con un escáner de laboratorio de todas las impresiones convencionales y del modelo referencia, compararon la precisión de las distintas técnicas mediante una superposición de los archivos S.T.L. obtenidos usando un software específico (160). Concluyeron que las impresiones digitales presentaron la misma precisión que las impresiones convencionales, excepto con respecto a la impresión al implante sin ferulizar convencional. Esta última presentó un grado de distorsión superior con respecto a los demás grupos, cuando se compara con el modelo referencia. La angulación de los implantes no parece afectar la precisión de una impresión digital, incluso hasta 30° (153).

No existe mucha evidencia mediante el uso de este tipo de escáneres en estudios *in vivo*, y la existente presenta resultados algo contradictorios. Lee y cols. (2013) compararon la precisión de una impresión digital frente a una impresión convencional en la restauración de un implante unitario. Concluyeron que la fiabilidad del sistema digital es comparable con una impresión convencional (165). Sin embargo, Andriessen y cols. (2014) valoraron la precisión del uso de un escáner intra-oral para el registro de la posición de 2 implantes colocados en una arcada edéntula para la confección de una sobredentadura y concluyeron que la precisión fue inferior para el método digital cuando comparado con una impresión convencional (166).

En resumen, no cabe lugar a dudas de que la introducción de un sistema de impresión con un escáner intra-oral presenta resultados prometedores y que seguramente constituye el futuro de la odontología restauradora donde el flujo de trabajo clínica-laboratorio será totalmente digital. Sin embargo, existen todavía limitaciones en el caso de implantes, y más todavía cuando se trata de registrar la posición de implantes múltiples, que

permitan asegurar la precisión y fiabilidad de este sistema para lograr un ajuste pasivo clínicamente aceptable en todas las situaciones clínicas. Son necesarios más estudios que nos permitan validar esta como una opción comparable a la toma de impresión convencional, que por el momento se mantiene como el “*gold-standard*”.

1.3.5 FACTORES QUE INFLUYEN EN LA PRECISIÓN DE UNA IMPRESIÓN SOBRE IMPLANTES

Durante la toma de impresión definitiva, existen varios factores que pueden incorporar una pérdida de precisión en la impresión obtenida. Probablemente este es uno de los motivos por lo cual se pueden observar en la literatura resultados contradictorios, cuando se comparan las distintas técnicas de impresión ya descritas, en cuanto a la precisión de las mismas. Entre estos factores podemos destacar el **tipo de material de impresión empleado**, el **tipo de cubeta empleado**, el **número de implantes a reproducir**, la **angulación entre implantes**, la **posición apico-coronal de los implantes con respecto al surco gingival**, la **técnica de impresión empleada** y el **grado de tolerancia entre los componentes**, específicamente entre las copias de impresión y los implantes o pilares existentes en boca (15, 126, 138, 167-169).

a) Tipo de material de impresión

Se ha referido anteriormente que en la actualidad los materiales de impresión más usados en prótesis sobre implantes son el poliéter y el polivinilsiloxano. Esto se debe a que las demás opciones no han demostrado ninguna ventaja significativa sobre estos materiales, específicamente los polisulfuros (170), las siliconas de condensación (96) o los hidrocolóides (171). Así mismo, se consideran estos dos materiales como el “*gold-standard*” actual, por sus propiedades de manejo, pero principalmente por sus excelentes propiedades mecánicas, una excelente capacidad de reproducción de detalles, alta resistencia al desgarro, gran estabilidad dimensional, baja deformación permanente así como rigidez suficiente para impedir el desplazamiento de los aditamentos de impresión una vez terminada la polimerización del material y durante la fijación de las replicas de implante o pilar (124, 140, 170).

Cuando comparamos el poliéter y el polivinilsiloxano se observa en la literatura que no existe una clara ventaja de uno sobre otro de estos dos materiales cuando se utilizan en prótesis sobre implantes sobre implantes (171-173). Wee y cols. (2000) compararon la precisión de modelos obtenidos a partir de impresiones de un modelo experimental con 5 implantes contiguos simulando una arcada edéntula, usando el poliéter, el polivinilsiloxano y el polisulfuro como materiales de impresión, y empleando una técnica de arrastre con cofias atornilladas y cubeta abierta. El método de valoración se basaba en comparar las distancias entre implantes con respecto al modelo referencia y de esa forma calcular la distorsión relativa entre ellos. Concluyeron que los modelos obtenidos con polisulfuro ($26.2 \pm 6,7 \mu\text{m}$) presentaron diferencias estadísticamente significativas en comparación con el poliéter ($16.2 \pm 8,8 \mu\text{m}$) y el polivinilsiloxano ($15.2 \pm 8,2 \mu\text{m}$), siendo estos últimos más precisos y sin diferencias significativas entre si (170). Es importante señalar la importancia de la viscosidad elegida en cada material, especialmente en el caso del polivinilsiloxano, ya que la combinación de una viscosidad elevada y una más fluida de este material, puede mejorar la rigidez de la impresión, importante para evitar el desplazamiento de las cofias de impresión durante el acoplamiento de las replicas. En el caso del poliéter, este al ser una material con mayor rigidez, es ideal para tomas de impresión en situaciones de edentulismo total, pero habrá que usarse con precaución en desdentados parciales por la dificultad añadida de poder retirar la impresión en caso de presencia de zonas socavadas o muy retentivas (168).

Holst y cols. (2007) corroboran que los Poliéteres y los polivinilsiloxanos presentan un grado de precisión comparable en la reproducción de la posición de implantes. Señalan la importancia de las propiedades viscoelásticas específicas del material elegido, más que el tipo de elastómero en particular, lo cual asume importancia en el potencial de distorsión que pueda ocurrir durante la remoción de las cofias de impresión de los implantes (174). El espesor del material alrededor de la cofia puede tener un papel importante en el resultado final, ya que esta inversamente relacionado con el grado de distorsión (124), bien como la angulación entre el eje de remoción de la impresión y el eje de los implantes (175).

Nassar y cols. (2013) compararon la precisión de modelos de escayola obtenidos a partir de impresiones tomadas con poliéter (PE), polivinilsiloxano (PVS) y vinil-poliéter-silicona (VPS) sobre un modelo referencia con 4 implantes distribuidos por una arcada edéntula, valorando los cambios dimensionales en función del tipo de material pero igualmente en función del tiempo de espera entre la toma de impresión y el positivado. Las

diferencias entre grupos no fue estadísticamente significativa y demostraron que los 3 materiales presentan una buena estabilidad dimensional y buena capacidad de reproducción de detalles. Sin embargo, se observó que cuando se positivaban de forma diferida las impresiones, sea a la semana o a las 2 semanas, el PVS presentó mejores resultados en la precisión y estabilidad dimensional, probablemente debido a que el PE y el VPE, por sus componentes hidrofílicos, sufren una degradación gradual con el tiempo. Esto sugiere que clínicamente, estos materiales se deben de positivizar lo antes posible, y mantener las impresiones en un ambiente adecuado de temperatura y humedad (176).

Se puede afirmar que el PVS y el PE presentan características casi ideales para que sean los materiales de elección actuales en la toma de impresiones sobre implantes. La mayor rigidez y menor resistencia al desgarro así como una menor recuperación elástica del PE sugieren que este material puede ser ideal en casos de desdentados completos con múltiples implantes, ya que admiten un menor desplazamiento de los aditamentos, además de permitir una mejor humectabilidad de los tejidos blandos sin compresión de los mismos, por su viscosidad e hidrofilia natural. Sin embargo, no se recomiendan en situaciones de existencia de zonas muy retentivas, por la dificultad de remoción del material y menor recuperación elástica (168, 177). El PVS presenta una mejor estabilidad dimensional en casos de mayor tiempo de espera para el positivado, y su mayor elasticidad sugiere que, en casos de existencia de zonas muy retentivas, sea un material más fácil de manejar, lo cual puede significar que en casos de desdentados parciales con implantes, pueda ser la primera opción (124, 177). El VPE presenta características mixtas del PE y del PVS, pero es actualmente un material con poca documentación en la literatura, se requieren más estudios para comprobar su eficacia (167).

b) Tipo de cubeta empleada

El uso de cubetas para la toma de impresiones tiene ya un largo recorrido en el campo de la protodoncia. Estas pueden ser pre-fabricadas con diseños estándar, con perforaciones o del tipo “rim-lock”, y en general se fabrican en acero inoxidable, o en materiales plásticos rígidos o semi-rígidos (141). Este tipo de cubetas permite un ahorro de tiempo y de coste, con respecto a las cubetas individuales, que suelen fabricarse en acrílico auto o fotopolimerizable. Sin embargo, existe suficiente evidencia que permite afirmar que, en prótesis fija dentosoportada, el uso de cubetas individuales permite una mayor precisión

en las impresiones obtenidas (178, 179). Esto se debe probablemente a que la cubeta individual permite un espesor uniforme al material de impresión comparado con la cubetas estándar rígidas, o por permitir una mayor rigidez frente a las cubetas de plástico prefabricadas estándar (180).

En el caso de prótesis sobre implantes, no hay mucha literatura que valore la influencia del tipo de cubeta empleada en la precisión de las impresiones. Burns y cols. (2003) compararon el uso de cubetas estándar de policarbonato con cubetas individuales de acrílico, y usaron el poliéter como material de impresión. Su modelo experimental consistía en un modelo de aluminio con 4 replicas de implantes colocados. Fabricaron 2 barras atornilladas sobre cada uno de los pares de implantes y compararon la discrepancia de ajuste vertical entre el modelo referencia y los modelos obtenidos a partir de las impresiones tomadas. Sus resultados determinaban que las cubetas semi-rígidas de policarbonato estándar presentaron una precisión inferior a las cubetas individuales de acrílico. De referir que en sus resultados, el diferente espesor del material de impresión no tuvo importancia en la precisión. Este último es un dato contradictorio a lo que se suele observar en impresiones sobre dientes naturales (128).

Del'Acqua y cols. (2012) compararon una técnica de impresión de reposición con una técnica de arrastre con cofias ferulizadas, en un modelo experimental con 4 implantes colocados en una mandíbula edéntula. Para la ejecución de las impresiones usaron cubetas de plástico semi-rígidas y cubetas metálicas perforadas, empleando ambas técnicas de impresión. Concluyeron que cuando emplearon la técnica de arrastre o la técnica de reposición, se pueden obtener modelos de gran precisión con respecto al modelo-referencia. Sin embargo el uso de cubetas de plástico no ha permitido lograr modelos duplicados precisos, con independencia de la técnica de impresión (181).

En una publicación reciente, Gökçen-Rohlig y cols. (2014) usaron un modelo con 6 implantes y valoraron la influencia del material de impresión (Polivinilsiloxano Vs Poliéter), del tipo de cubeta (Metal Vs acrílico) y la posición de cada implante, sobre la precisión de una impresión. Para estos autores el material de impresión empleado no ha influido sobre la fiabilidad de los modelos duplicados, ni tampoco el material de la cubeta (169).

En resumen se puede decir que, en el caso de prótesis implantosoportada, el tipo de cubeta puede no tener influencia en la precisión final de una impresión, siempre y cuando

no se usen cubetas pre-fabricadas de plástico, que a la luz de la poca evidencia existente, parecen demostrar peores resultados frente al uso de cubetas pre-fabricadas de metal o individuales de acrílico.

c) **Número de implantes**

Resulta lógico pensar que a un mayor número de implantes corresponde un aumento de posibles errores en la toma de una impresión lo que redundará de forma negativa en su precisión. En el caso de una impresión de implantes múltiples, no solamente se pretende obtener una exacta reproducción tridimensional individual de cada implante, sino que también que la distorsión relativa entre ellos sea la menor posible, de forma que se permita un correcto ajuste pasivo de la supraestructura (119). Sin embargo, no existe en la literatura suficiente información que permita comparar entre impresiones para implantes unitarios con impresiones para múltiples implantes, y si se comparan los resultados de los diferentes estudios revisados, se verifica que la metodología usada no permite una cuantificación directa de las diferencias que puedan existir. Sin embargo, en una revisión sistemática reciente, se observó que los demás factores que afectan la precisión de una impresión, pueden influir de forma diferente en función del número de implantes (15). En general, para casos de impresiones de implantes unitarios, parece ser que los factores como el tipo de material de impresión, o la técnica de impresión elegida (directa versus indirecta) no influyen en la precisión de los modelos obtenidos. La literatura sugiere que al aumentar el número de implantes que quedarán unidos en una misma estructura, los factores que influyen en la precisión de la impresión, aumentan la posibilidad de errores, y como tal, una menor probabilidad de obtener un ajuste pasivo ideal (138). En este tipo de situaciones la angulación entre implantes, el tipo de conexión de los implantes o la técnica de impresión elegida pueden influir de forma determinante en el resultado final, como veremos a continuación.

d) **Angulación entre implantes**

En determinadas situaciones clínicas es común observar la colocación de implantes múltiples que presentan un disparalelismo entre ellos. Este disparalelismo puede ocurrir debido a la existencia de limitaciones anatómicas, por errores no intencionales durante el procedimiento quirúrgico, o por que se han colocado de forma intencional, para poder

disminuir el número de implantes a colocar (p. ej. en casos de colocación de 4 implantes para rehabilitar una arcada edéntula) (182). Según De Araújo y cols. (1985), un material de impresión elastomérico puede sufrir hasta un 60% de deformación si existen zonas retentivas de más de 1mm en altura y profundidad (183). Carr y cols. (1991) demostraron que en un modelo experimental simulando la presencia de 5 implantes colocados en mandíbula y con un disparelismo de menos de 15 grados entre ellos, la precisión de una impresión tomada con un poliéter se veía afectada. Esto ocurría con más severidad en el caso de una impresión con la técnica de reposición (144).

Jang y cols. (2011) compararon la precisión de impresiones tomadas sobre modelos con 2 implantes colocados en diferentes grados de disparelismo (0, 5, 10, 15 y 20°). El método de valoración de la precisión se hizo de forma indirecta, construyendo una supraestructura metálica que se atornillaba a los implantes y de esa forma midieron el gap vertical que se producía. Concluyeron que el gap aumentaba según aumentaba el grado de disparelismo, siendo que con 20° las diferencias con los demás grupos fueron estadísticamente significativos (184). Estos resultados están en parte en concordancia con los verificados por Carr (1992), que observó 2 implantes posicionados en una zona edéntula posterior de la mandíbula con un disparelismo inferior a 15° no presentaban diferencias en la precisión de las técnicas de impresión valoradas, la directa de arrastre y la de reposición (185). Esto puede significar que la influencia del disparelismo en la precisión de una impresión puede estar afectada según vaya aumentando el número de implantes contiguos, así como con la distancia entre ellos (138). Conrad y cols. (2007) valoraron en un modelo de 3 implantes colocados en una distribución triangular y con varios grados de disparelismo (0, 5, 10 y 15°) la influencia combinada de la técnica de impresión usada, el grado de disparelismo y el número de implantes en la precisión del modelo obtenido y no encontraron diferencias estadísticamente significativas (175). El material de impresión usado fue una silicona de adición, y los implantes analizados eran de conexión externa. Estos resultados contradicen los de otros autores, como Assunção y cols. (2004), que compararon la interacción del disparelismo de implantes de conexión externa, con la técnica de impresión empleada y el tipo de material de impresión (173). Observaron que tanto el polisulfuro como la silicona de condensación no eran adecuados por presentar una gran variabilidad en los resultados obtenidos, lo cual indica su poca estabilidad dimensional en situaciones de mayor estrés, derivadas del disparelismo de los implantes. Sin embargo, aunque la silicona de adición y el poliéter constituyeron las mejores opciones en cuanto al

tipo de material, los autores concluyeron que cuando se usaban estos materiales con una técnica de reposición, la precisión disminuía de forma significativa, siendo más elevada en casos de mayor disparelismo (173).

La combinación del grado de disparelismo y el tipo de conexión de los implantes puede tener un efecto importante en la fiabilidad de la impresión. Mpikos y cols. (2012) valoraron el efecto combinado de la técnica de impresión, la angulación entre implantes y el tipo de conexión implante-pilar existente en un modelo experimental de 8 implantes, donde 4 eran de conexión externa y 4 de conexión interna, y colocados con diferentes grados de disparelismo (0, 15 y 25°) (186). Observaron que la interacción de la angulación de los implantes y la técnica de impresión empleada (técnica de arrastre o técnica de reposición) no tenía influencia sobre la precisión de los modelos obtenidos en el caso de implantes de conexión externa. Sin embargo, el grado de disparelismo fue relevante en los implantes de conexión interna, aunque la técnica de impresión empleada no presentó diferencias estadísticamente significativas para los resultados. Esto puede estar justificado por el hecho de que una conexión interna puede aportar un mayor estrés al material de impresión obligando a que la recuperación elástica sea eficaz para compensar la deformación inevitable del material a la hora de retirar la impresión (151). Akalin y cols. (2013) observaron una relación directa entre el grado de disparelismo y la disminución de precisión de impresiones tomadas sobre modelos de resina epoxi con 6 implantes de conexión interna simulando una situación de edentulismo total maxilar. El disparelismo máximo fue de 10° con respecto al plano horizontal de la cresta, y en los resultados obtenidos verificaron que el material que presentó el mejor comportamiento fue el poliéter, frente al polivinilsiloxano y a la silicona de condensación (96). Estos resultados están en discordancia con los observados en otros estudios, donde se observa que en impresiones en múltiples implantes, de conexión interna, el uso de un polivinilsiloxano resultó en mayor fiabilidad frente al poliéter, aunque, el disparelismo de 10° entre implantes tuvo una influencia negativa en la precisión de las impresiones, usando una técnica de arrastre (168).

Aunque se necesiten más estudios que nos permitan valorar el efecto de la angulación de los implantes en la precisión de una impresión, existe una tendencia a creer que la pérdida de precisión de una impresión, y por tanto del modelo de trabajo a obtener, está directamente relacionada con el aumento gradual del disparelismo, con el número de

implantes presentes, el material de impresión seleccionado y con la técnica de impresión empleada (138, 167, 168, 187, 188).

e) Tipo de conexión del implante

Los primeros sistemas de implantes disponibles se diseñaron con un sistema de conexión a la supraestructura prostodóntica de tipo hexagonal de baja altura (0,7mm) y externo. La presencia de del citado hexágono permitía su uso como un elemento posicionador para los pilares y/o estructuras, donde el elemento decisivo para la fijación de la prótesis era un tornillo transoclusal responsable por la estabilidad mecánica entre la prótesis y los implantes (27). Este tipo de conexión ha tenido un éxito considerable y se usa hoy en día en muchos sistemas comercialmente disponibles. Sin embargo, una conexión de este tipo presenta varias limitaciones desde un punto de vista biológico pero igualmente desde un punto de vista mecánico, al no permitir un sellado ideal ni una resistencia a las fuerzas multivectoriales que actúan durante la función (102). Este diseño de conexión facilita unos ciertos micromovimientos de los pilares o prótesis sobre los implantes conllevando unas consecuencias tanto a nivel biológico (pérdida ósea) como biomecánico (aflojamiento de los tornillos o fractura de alguno de los componentes) (189). Por estos motivos se desarrollaron las denominadas conexiones internas en la unión implante-pilar, con el objetivo de minimizar los riesgos biomecánicos y mejorar igualmente el comportamiento biológico, con una disminución del estrés transmitido al hueso periimplantario, así como minimizar la posible filtración potencial del gap existente en la interfase implante-pilar (190, 191). En una conexión de tipo interno las paredes del pilar o de la prótesis quedan encajadas dentro de las paredes del implante, y suelen incluir un elemento posicionador anti rotacional (192). Al contrario del diseño de la conexión externa, que se ha uniformizado entre casi todos los sistemas, presentando un hexágono externo de 0,7mm de altura, en las conexiones internas podemos encontrar varios tipos de conexión y formas geométricas actuando como elemento anti rotacional. Estas diferencias entre conexiones hacen variar el tipo de procedimiento clínico a seguir (102). Como consecuencia el comportamiento biomecánico de cada tipo de conexión puede variar de forma significativa, conllevando a diferentes tipos de rendimiento desde un punto de vista clínico (193).

Con respecto a la influencia del tipo de conexión en la precisión de las impresiones sobre implantes, es curioso observar que en la literatura no existen muchos estudios que

comparen con el mismo material y método la eficacia de la impresión en función del factor conexión del implante. Gracis y cols. (2012) publicaron una revisión sistemática donde uno de sus objetivos era el de contestar a esta pregunta (102) . Concluyeron que esta cuestión sigue pendiente de respuesta, dado que la ausencia de estudios que comparen directamente la influencia del tipo de conexión en la precisión de una impresión conllevan a la necesidad de generar conclusiones limitadas, sea porque la metodología empleada por diferentes estudios no es comparable, o porque los métodos de medición de la precisión de las impresiones son demasiado distintos o usan métodos para cuantificar que no presentan suficiente validez externa. Existe además otra limitación, que la gran mayoría de los estudios son *in vitro*, y casi ninguno de tipo clínico (102) . Aún así, existen algunos datos interesantes para el análisis de esta cuestión. El primero es, que en general, el hecho de que exista una conexión de tipo interno entre la cofia de impresión y el implante, supone un mayor estrés para el material de impresión dado el ajuste más íntimo entre los componentes comparando con una conexión de tipo externo (194). Por otra parte, la conexión del tipo externo puede por lógica tolerar un mayor grado de disparelismo entre implantes sin aportar deformación permanente al material de impresión, especialmente cuando este presente una menor recuperación elástica. Vigolo y cols. (2004) concluyeron que para la misma situación clínica (4 implantes colocados en una arcada edéntula), la existencia de una conexión interna puede crear una mayor deformación permanente en el material de impresión, afectando la precisión del modelo obtenido (150, 151). El límite del disparelismo admitido por un sistema de conexión interna está definido por la conicidad del sistema de encaje de la cofia a las paredes internas del implante (195).

Otra limitación del uso de sistemas de conexión interna se refiere a la imposibilidad virtual de usar técnicas que preconizan la ferulización entre las cofias de impresión con materiales rígidos, en casos de disparelismo entre implantes, situación que ocurre con relativa frecuencia en casos de implantes distribuidos en una arcada desdentada (195).

Como resumen se puede concluir, aunque con información limitada, de que los sistemas de conexión interna presentan una menor tolerancia en cuanto al disparelismo que admiten entre implantes múltiples, aunque en casos de implantes unitarios o implantes paralelos entre sí, la unión íntima entre las cofias de impresión y las paredes de los implantes puedan permitir una mayor fiabilidad de la reproducción de la posición

tridimensional de los implantes en un modelo. También se recomienda que en situaciones de mayor potencial de estrés para el material de impresión, será preferible el uso de un material con mayor capacidad de deformación elástica, algo frecuente en casos de implantes disparelos, principalmente si se trata de conexión interna (186, 194).

f) Posición apico-coronal del implante con respecto al surco gingival

En determinadas situaciones clínicas, existe la necesidad de posicionar el implante en una posición más apical con respecto al margen gingival. Esto puede ocurrir por limitaciones anatómicas por una posición más apical de la cresta ósea, o por motivos estéticos, en localizaciones con un elevado compromiso estético (126, 196, 197). En estos casos el hombro del implante podrá estar situado a más de 3 mm del margen gingival (114), lo que puede constituir una dificultad para la realización de los procedimientos clínicos necesarios para la confección de la restauración implantosoportada. En estas situaciones los aditamentos de toma de impresión al implante quedarán parcialmente sumergidos, quedando una superficie de estos menor expuesta para quedar fijada en el material de impresión (126). Por otra parte, en el caso de usarse materiales de impresión más elásticos y menos rígidos, existe una mayor posibilidad de distorsión horizontal y vertical, por la menor estabilidad del aditamento durante la fijación de la replica del implante y durante el positivado de la impresión (197). Linkevicius y cols. (2011) describieron una técnica que incluía una combinación de polivinilsiloxano para toma de impresiones con un polivinilsiloxano para toma de registros, buscando compensar una menor superficie de contacto con la cofia del material de impresión. Para ello usaron un material de elevada rigidez que aumentara la estabilidad de la cofia (197). El material de registro oclusal puede compensar hasta 5 mm de profundidad del implante (196). Uno de los problemas con esta técnica es que el material de mayor rigidez tiene que estar limitado a cubrir la zona de la cofia porque en la presencia de áreas retentivas o de dientes naturales, este se tiende a romper por no permitir ninguna deformación elástica (196).

Como alternativa, algunos fabricantes han desarrollado cofias de impresión de mayor longitud, permitiendo aumentar el área de contacto de la cofia con el material de impresión para su uso en que el hombro del implante se encuentre a una mayor profundidad (126). Sin embargo, resulta útil combinar el uso de una cofia más larga el uso de

materiales con mayor módulo de elasticidad, para intentar disminuir la posible distorsión (126).

Algunos sistemas de implantes han desarrollado sistemas de toma de impresión de arrastre con el uso de cofias de plástico, que encajan por fricción en el hombro del implante (143). Estos sistemas utilizan aditamentos desechables que se fijan al implante encajando al mismo tiempo en la conexión del implante y en el hombro del implante. En casos en los que el hombro del implante se encuentre a una cierta profundidad del implante los tejidos blandos pueden impedir una correcta fijación de la cofia, y además no hay un procedimiento útil y válido de comprobar el correcto ajuste (198).

Aunque no existan muchos estudios que valoren la influencia de la profundidad del hombro del implante en la toma de impresión, parece ser que a mayor profundidad existe una correlación positiva con una menor estabilidad de la cofia en el material de impresión (196), y que el uso de materiales de impresión más rígidos o cofias de impresión más largas pueden ser alternativas para compensar la menor posible precisión de la impresión (126).

g) Técnica de impresión empleada

Tal como se ha referido previamente, los sistemas de implantes han desarrollado diferentes tipos de aditamentos para la toma de impresión definitiva, que permitieron la ejecución de diferentes técnicas de impresión, y que se seleccionarán en función de las preferencias del clínico, o de la situación clínica específica, en función del tipo de edentulismo, número de implantes y su posición tridimensional relativa, y características individuales del paciente (ej. dificultad o limitación de la apertura bucal) (15, 96, 123, 199, 200). Importa por lo tanto valorar cuales de las técnicas se presentan como más fiables y precisas, y en que condiciones van a lograr mejores resultados, aunque sepamos que, por diversos motivos, la capacidad de obtener un duplicado exacto de la situación real en boca es prácticamente imposible de conseguir (172).

Sin embargo, existe todavía alguna controversia con respecto a la selección de la mejor técnica en cada caso, visto que en la literatura los resultados referentes a la comparación de la precisión de las impresiones son algo contradictorios (138, 167). Uno de los motivos por lo que esto puede suceder es que la mayoría de los estudios publicados son ensayos in vitro, que no siempre permiten una correcta reproducción de la situación clínica

real, y además describen una metodología y método de medición de la precisión muy heterogéneos entre los diferentes estudios (167, 200).

1. Impresión al pilar VS impresión al implante

En prótesis sobre implantes existen dos formas de trabajo para construir la prótesis definitiva, la primera consiste en trabajar en laboratorio sobre una réplica de implante (139). La segunda consiste en seleccionar un pilar de prótesis determinado, colocarlo de forma definitiva en boca, y trabajar sobre el mismo tomando la impresión definitiva al pilar, trabajando en el laboratorio sobre una replica de este en el modelo maestro (201).

Una de las ventajas de trabajar directamente sobre el implante en el modelo es la mayor facilidad a la hora de elegir el pilar más adecuado, al facilitarse la valoración de la localización y angulación de los implantes (202). Por otra parte la colocación de pilares directamente en la boca y la toma de impresión sobre ellos permite corregir la existencia de dis paralelismo entre implantes, o minimiza la dificultad de acceso a la cabeza del implante cuando este se encuentra más infraggingival, y permite una mayor facilidad de controlar el ajuste de los aditamentos al pilar por situarse en una posición más superficial (130).

Daoudi y cols. (2001) compararon la precisión de dos técnicas de impresión en un modelo con un implante unitario de conexión externa, donde se tomaron impresiones directas al implante con una técnica de reposición usando una cofia atornillada metálica, y directas a un pilar CeraOne® con una técnica de arrastre con cofia de plástico, usando en cada caso un poliéter y un polivinilsiloxano. Observaron que la mejor precisión se obtenía con la técnica de arrastre directa al pilar, independientemente del material de impresión empleado (199).

Alikhasi y cols. (2013) compararon la precisión de impresiones tomadas directamente al implante o al pilar en un modelo maxilar con 4 implantes donde los dos anteriores presentaban una orientación perpendicular al plano oclusal y paralelos entre sí y los dos implantes posteriores se colocaron con una angulación distal de 45° (203). Se tomaron impresiones de arrastre y impresiones de reposición tanto a los pilares como a los implantes, usando el mismo material de impresión, un polivinilsiloxano. Observaron una mejor precisión para la impresión de arrastre, tanto al pilar o al implante. Sin embargo verificaron una menor discrepancia de la posición tridimensional de los implantes cuando se

usaron impresiones directas al pilar, lo cual se debió, según los autores, a la corrección obtenida del disparelismo de los implantes distales con el uso de pilares angulados de 30° (203).

En otra publicación del mismo autor (2011), se comparó la precisión de dos técnicas de impresión directas (arrastre y de reposición) a 2 implantes de conexión interna colocados en posición paralela entre si con una técnica de impresión a pilares con un sistema de cofias de plástico (arrastre tipo pick-up). Los autores observaron diferencias estadísticamente significativas con respecto al desplazamiento angular, que fue menor para las impresiones directas al implante (arrastre y reposición) en comparación con la técnica de impresión al pilar, pero la discrepancia marginal y la discrepancia de posición tridimensional fue idéntica en todas las técnicas (139). Estos resultados están en línea con los obtenidos por Bartlett y cols. (2002), que encontraron una mejor precisión en modelos obtenidos a partir de impresiones directas al hombro del implante en comparación con modelos resultantes de impresiones tomadas a pilares para prótesis atornillada (201).

Walker y cols. (2008) compararon la precisión de modelos duplicados obtenidos a partir de impresiones tomadas a 3 implantes con una técnica de reposición con cofias metálicas o una técnica de arrastre con un sistema pick-up de cofias de plástico directas al pilar. Observaron que las distancias entre implantes eran mayores en comparación con el modelo de referencia en el caso de los modelos obtenidos con la técnica de arrastre al pilar (204). Los autores señalan la posibilidad de que el material de las cofias al pilar puede influir en la precisión.

En resumen podemos decir que en función de los resultados publicados, parece existir alguna contradicción con respecto a la comparación de las dos técnicas de impresión (trabajo al implante o trabajo al pilar), y factores como el tipo de conexión del implante o la angulación entre implantes pueden tener influencia en la precisión de las impresiones. Aún así, parece ser que ambas las técnicas son eficaces desde un punto de vista clínico a la hora de reproducir correctamente la posición de los implantes o pilares a un modelo de trabajo.

2. Técnica de arrastre VS técnica de reposición

Independientemente de la forma de trabajo al pilar o al implante, la mayoría de los sistemas de implantes dispone de dos tipos de cofias de impresión: las cofias de reposición

que se colocan de forma indirecta en la impresión antes de positivarla y las cofias de arrastre, que quedan incluidas en la impresión cuando el material de impresión polimeriza, lo que se denomina de técnica directa (205). Entre las ventajas señaladas para el uso de cofias de reposición es la facilidad de uso, comparable con una impresión sobre dientes naturales, al usar una cubeta cerrada, especialmente en casos de espacio inter-oclusal limitado (140), pero la reposición del conjunto cofia-análogo a la impresión puede aportar imprecisiones al modelo positivado, por la deformación del material de impresión (144). Por otra parte, en el caso de implantes múltiples angulados, algunos autores señalan su menor precisión con respecto a la técnica de arrastre de cubeta abierta (173). La técnica de arrastre obliga al uso de una cubeta modificada, con ventanas para los tornillos de las cofias de impresión, y durante el atornillado de la replica del implante, existe la posibilidad de distorsión rotacional de la cofia, si el material de impresión no presenta suficiente resistencia y retención del aditamento (144). Sin embargo, varias publicaciones indican esta técnica como la más precisa (14, 20, 172, 206).

Wenz y cols. (2008) efectuaron una comparativa entre las dos técnicas de impresión sobre un modelo con 5 implantes de conexión interna y paralelos entre si. Para el efecto, combinaron el uso de poliéter y polivinilsiloxano con diferentes viscosidades. La distorsión absoluta producida midiendo la distancia entre implantes se quedó en el rango 11-23 μ m, sin que se hayan detectado diferencias estadísticamente significativas entre las dos técnicas. Las discrepancias observadas no han tenido relevancia clínica según los autores, aunque en ningún caso fue posible la reproducción exacta de la posición de los implantes en el modelo referencia (207).

Wöstmann y cols. (2008) analizaron la influencia del material de impresión (poliéter y polivinilsiloxano) y de la técnica de impresión (reposición y de arrastre) en la precisión de un modelo con 4 implantes de conexión interna colocados de forma paralela. Las variables analizadas fueron la distorsión axial, distorsión rotacional y alteración de la posición tridimensional de los implantes. Los autores observaron que el material de impresión no tuvo influencia sobre los resultados. En cuanto a la distorsión rotacional la técnica de reposición demostró ser más precisa con respecto a la técnica directa o de arrastre. Sin embargo, la técnica de arrastre fue más fiable en la reproducción de la posición axial de los implantes (208).

En el estudio de Mpikos y cols. (2012), sobre un modelo de 8 implantes (4 de conexión interna y 4 de conexión externa), se observó que el tipo de técnica de impresión empleada (directa versus indirecta) no tuvo influencia en la fiabilidad de los modelos duplicados, pero si la angulación de los implantes en el caso de los de conexión interna (186).

Sin embargo, Walker y cols. (2008) observaron que el uso de una técnica directa con cofias de plástico, la distancia entre implantes era mayor con respecto al modelo referencia, presentando diferencias estadísticamente significativas en comparación con la técnica de reposición empleada. En este estudio los 3 implantes se encontraban paralelos entre si (204).

Lee y cols. (2008) publicaron una revisión sistemática, donde uno de los factores valorados fue la comparación de la técnica de arrastre frente a la de reposición. En sus resultados, observaron que de los catorce estudios seleccionados, cinco demostraron resultados superiores con el uso de la técnica de arrastre, dos de ellos con mejores resultados de la técnica de reposición y siete no presentaron diferencias en la precisión de la impresión en función de la técnica empleada. De señalar que en los estudios revisados, se observó una tendencia a considerar que cuando el modelo experimental incluía tres o menos implantes, la técnica de reposición presentaba mejores resultados, mientras que en los estudios que utilizaban cuatro o más implantes, la técnica de arrastre presentaba más precisión (138).

Se puede afirmar que no existe un consenso en la literatura sobre la superioridad de una técnica frente a la otra, pero si una tendencia para valorar la técnica de arrastre como la más precisa que la técnica de reposición (167). Factores como la rigidez y recuperación elástica del material de impresión, el número de implantes, la angulación y posición apico-coronal de los mismos, tipo de conexión, y diseño de las cofias son factores que pueden asumir importancia en la precisión de los modelos, en combinación con la técnica empleada (138).

3. Ferulización VS no ferulización de las cofias

Una de las modificaciones de las técnicas de impresión en implantoprótesis fue la introducción de materiales rígidos que pudieran unir las cofias de impresión y de esta forma

evitar las deformaciones de los materiales de impresión elastoméricos (145). Esta técnica solo se puede aplicar con el uso de cofias de arrastre metálicas, ya que el material usado para la ferulización vendrá arrastrado con la impresión, de otra forma podría constituir una zona de retención excesiva con deformación inevitable del material de impresión.

Brånemark y cols. (1985) propusieron que las cofias de impresión se deberían de unir mediante el uso de una matriz de seda dental que luego se cubría con una resina acrílica autopolimerizable (27). Otros autores describieron modificaciones a esta técnica, proponiendo que en vez de la seda, se usara alambre de ortodoncia (209), o que se confeccionarán alrededor de la cofia anillos de resina que luego se unen en boca (210). El uso de barras prefabricadas de acrílico que luego se unían en boca (145) fue igualmente un fórmula propuesta, bien como el uso de barras prefabricadas de resina que se seccionaban y se unían con la cofas colocadas en su posición intraoral (211). Estas modificaciones a la técnica original tenían como objetivo el de minimizar el riesgo de los cambios dimensionales provocado por el uso de la resina acrílica, ya que este material sufre una contracción de polimerización que puede alcanzar el 7,9% en las primeras 24 horas (212). Por este motivo, se introdujeron otro tipo de materiales como la resina compuesta, barras metálicas y escayola (127, 213, 214).

Humphries y cols. (1990) publicaron la primera valoración de esta técnica descrita primeramente por Brånemark (27), comparando una técnica de reposición con una técnica de arrastre con cofias de arrastre no ferulizadas y con una técnica de arrastre con cofias ferulizadas con resina acrílica (Duralay®, Reliance Dental Co, Illinois, EEUU). Observaron que la técnica que menor distorsión relativa presentaba frente al modelo referencia fue la técnica de reposición, siendo que las técnicas de arrastre, con o sin ferulización, demostraron menor precisión, y sin diferencias entre si (215).

Hsu y cols. (1993) compararon en modelo con 4 replicas de pilar colocados de forma paralela en un modelo simulando una arcada edéntula 4 técnicas de impresión: técnica de arrastre con cofias atornilladas; técnica de arrastre con cofias atornilladas ferulizadas con seda dental y resina Duralay®, técnica de arrastre con cofias atornilladas unidas con alambre de ortodoncia y resina Duralay® y técnica de arrastre con cofias modificadas con bloques de resina Duralay®, y luego unidas en boca con la misma resina. Se midió la distancia entre pilares bien como la variación en la posición vertical de cada pilar. Los autores concluyeron

que no existieron diferencias estadísticamente significativas entre las distintas técnicas (216).

Del'Acqua y cols. (2010) compararon en un modelo con 4 replicas de pilares para prótesis atornillada colocados de forma paralela, 3 técnicas de impresión de arrastre, donde en un grupo usaron una técnica de ferulización de las cofias con resina compuesta, en otro una técnica con cofias de impresión de arrastre no modificadas y en el tercer grupo emplearon cofias de arrastre modificadas con rectángulos de resina acrílica. Observaron que la técnica menos fiable fue la técnica de arrastre con cofias no modificadas, y no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el grupo con técnica de ferulización con composite y el grupo con cofias modificadas con resina acrílica (205).

4. Grado de tolerancia de los componentes

A lo largo del proceso de construcción de una prótesis sobre implantes, se emplean varios aditamentos, tanto en la fase clínica, como en el laboratorio. Estos aditamentos se fabrican mediante un proceso de maquinado que les permite un ajuste íntimo entre los diferentes componentes del sistema, aunque siempre presenten un cierto grado de tolerancia entre sus superficies contactantes. Dado que es imposible que un componente se pueda fabricar con una dimensión totalmente exacta, se considera que el maquinado de cualquier componente puede asumir una pequeña variación siempre que este dentro de unos límites admisibles (217). Los factores que contribuyen para las tolerancias de maquinado son la variación de la dimensión del componente y la rugosidad de superficie de la pieza. El grado de tolerancia de un componente especifica cuanto puede variar con respecto a su dimensión exacta (218).

Sorensen y cols. (1991) demostraron que para un mismo sistema de implantes, diferentes aditamentos presentan grados de tolerancia variables. El rango de variación fue de 34-119 μ m (219).

Ma y cols. (1997) midieron el grado de tolerancia de componentes de un sistema de implantes de conexión hexagonal externa en el plano horizontal. Para la medición usaron un aparato de medición de coordenadas (CMM – Coordinate Measuring Machine). En sus resultados pudieron encontrar tolerancias entre 22-100 μ m (218). Las tolerancias de maquinado fueron menores cuando las medidas eran entre un cilindro de oro y su pilar

correspondiente, en comparación con el cilindro de oro sobre una replica del mismo pilar. Lo mismo ocurrió entre el pilar y su coping de impresión, en comparación con la replica del pilar y el coping de impresión. Se puede deducir de estos resultados que, aunque se midan discrepancias entre la estructura y los implantes, si están por debajo del límite de tolerancia de maquinado de los componentes, seguirá existiendo un ajuste pasivo aceptable. Sin embargo, y por las diferentes tolerancias de maquinado entre análogos de implantes y/o pilar y las piezas reales en boca, podemos encontrar situaciones donde un ajuste pasivo en el modelo puede no corresponder a un correcto ajuste en la boca (218).

También habrá que tener en cuenta la influencia del tipo de conexión implante/pilar o el tipo de material empleado en cada aditamento. Braian y cols. (2014) demostraron que en el caso de implantes de conexión interna hexagonal, la tolerancia de maquinado observada es superior ($<90\mu\text{m}$) a una conexión externa hexagonal ($<50\mu\text{m}$), y que los pilares de oro mecanizados presentan tolerancias de mecanizado menores en comparación con cilindros de plástico calcinables (220).

1.3.6 OBTENCIÓN DEL MODELO MAESTRO

La positivación de una impresión es un paso fundamental en la secuencia del tratamiento protodóntico, tanto en el caso de dientes naturales, como en tratamientos con implantes (221, 222). Si partimos del principio que la técnica de impresión fue la correcta y es precisa, necesitamos conseguir una adecuada positivación del molde obtenido para obtener un modelo de trabajo correcto que duplique la situación oral del paciente de manera fiel. La positivación de una impresión sobre implantes deberá de hacerse con materiales de alta calidad y dimensionalmente estables, para que no se incorporen variaciones dimensionales al modelo obtenido. De recordar que en implantes, al contrario de dientes naturales, la duplicación de la posición de los implantes y/o pilares existentes en boca se efectúa con piezas prefabricadas que presentan la misma geometría y se incorporan en la impresión y en el modelo, facilitando el duplicado de la situación clínica real en un modelo.

En general, se acepta para este tipo de procedimiento la escayola extra-dura de baja expansión (ISO tipo IV) como material de primera elección, aunque existan otras opciones en

el mercado con buenos resultados, como puede ser la resina epoxi (131). Como características ideales para este tipo de material podemos destacar (132):

- Variación dimensional mínima durante su fraguado o por cambios de la temperatura ambiente.
- Permitir una excelente reproducción de detalles.
- Presentar una superficie suave y dura
- Resistir a los procedimientos de confección de la prótesis sin fracturarse ni sufrir abrasión.

En general, las escayolas tipo IV presentan una ligera expansión volumétrica, que suele ser inferior al 0,1%. La expansión volumétrica permite compensar la posible contracción del material de impresión empleado. Presentan un tiempo medio de trabajo de 8 min, se efectúa una mezcla manual del polvo con una proporción determinada de agua, y se hace un espátulado en una máquina de mezcla en vacío durante un período de 30-60 segundos. El fraguado inicial se obtiene al cabo de unos 12-15 minutos, y en general el modelo se retira de la impresión correspondiente al cabo de unos 40-60 minutos (223).

Las resinas epoxi son materiales alternativos a las escayolas para positivación de impresiones, siendo una de las ventajas señaladas su mayor resistencia a la abrasión. Sin embargo, estos materiales presentan una contracción de polimerización que varía entre 0,1-0,2%, lo cual puede aportar una menor precisión, cuando se compara con los yesos tipo IV (224).

En los últimos años, se han incorporado a las escayolas un pequeño porcentaje de resina, con el fin de mejorar su resistencia a la abrasión así como su dureza superficial, minimizando el desgaste potencial durante los procesos de fabricación de estructuras dentro o implantosoportadas (177).

Si el modelo obtenido es fiable y preciso, se garantiza una mayor sencillez en los procedimientos en clínica y en el laboratorio, pero también una disminución de la probabilidad de complicaciones. El hecho de asegurar un ajuste pasivo entre todos los

componentes permitirá un mejor control de las cargas sobre los mismos así como disminuir la acumulación de gérmenes (225, 226).

1.3.7 FACTORES QUE INFLUYEN EN LA PRECISIÓN DE UN MODELO MAESTRO

La precisión en el positivado de una impresión puede verse afectada por diversos factores, relacionados con el tipo de material empleado tanto en la impresión como en el vaciado, con el tipo de técnica de impresión empleada, con la técnica de positivado o con las tolerancias de maquinado de los componentes.

a) Desplazamiento de los aditamentos previo al positivado

I. Del conjunto cofia de impresión-análogo del implante durante su reposicionado en la impresión:

Como se ha descrito previamente, la técnica de reposición consiste en retirar la cofia de impresión de boca y atornillar al análogo de implante o del pilar, y reposicionar el conjunto en la impresión. Durante este paso, puede haber alguna incorrección, sea por falta de rigidez del material de impresión, o por falta de retención del material sobre la cofia. La distorsión puede ser vertical o del tipo rotacional (20).

II. De la cofia de impresión en la técnica de arrastre durante el acoplamiento del análogo de implante/pilar:

En la técnica de arrastre, la cofia de impresión queda atrapada en el material de impresión, posteriormente se procede al encaje/atornillado del análogo. Durante este procedimiento, se genera tensión en el material de impresión que retiene el coping (127). En el caso que el material de impresión no sea suficiente rígido, o si el coping de impresión no tiene una morfología suficientemente retentiva, este se puede desplazar. Para evitar estos desplazamientos, es por lo que algunos autores recomiendan la ferulización de las cofias (146). En alternativa se puede aumentar la retención de la cofia al material de impresión mediante la adición de una resina acrílica a la cofia o

mediante microarenado de su superficie (150, 214). Sin embargo, la relevancia clínica de estos procedimientos esta todavía por demostrar (167).

b) Tiempo de espera entre la impresión y la positivación

Los materiales de impresión poseen una estabilidad dimensional que garantiza un positivado fiable, incluso si este se produce al cabo de unos días (227). Sin embargo, no hay mucha información con respecto a la influencia del tiempo de espera entre la impresión y la positivación de la misma.

Holst y cols. (2007) en un estudio in vitro, testaron la hipótesis nula que hasta las 48 horas los valores esperados de distorsión en diferentes materiales de impresión no variaba en función del tiempo. Para el efecto utilizaron un modelo experimental de arcada edéntula con 4 implantes de conexión interna colocados de forma paralela. Para la toma de impresiones usaron un poliéter de consistencia mediana, y dos tipos de polivinilsiloxanos, así como un polivinilsiloxano con los copings de impresión ferulizados. Se efectuaron mediciones de las impresiones con el uso de un sistema de correlación de imágenes 3D a los 30 minutos, y luego a 1, 2, 6, 24 y 48 horas. Concluyeron que el tiempo había influido en la posición tridimensional de los implantes, ya que en todos los grupos se detectaron variaciones con respecto al baseline. No esta clara la implicación clínica del factor tiempo de espera para el vaciado, pero ha de ser un factor a tener en cuenta (174).

c) Propiedades del material de positivado

Los materiales usados para la positivación de impresiones deben de permitir la reproducción exacta de todos los detalles y presentar una buena estabilidad dimensional (132). Sus cualidades deben ser tales que durante su manejo y los procedimientos de confección de las estructuras implantosoportadas no sufran desgastes o fracturas (211).

Se ha descrito previamente que las escayolas presentan una expansión lineal volumétrica, que puede variar entre 0,08 y 0,2% (222). La expansión puede variar según el tipo de escayola y según la marca comercial. Wise y cols. (2001) verificaron que el ajuste pasivo de una estructura implantosoportada no se ve afectado cuando los modelos se obtienen mediante el uso de una escayola de expansión ultra-baja aunque la distancia entre

implantes sea de hasta 50mm (228). Wee y cols. (1998) compararon el uso de diferentes materiales de positivado para obtener modelos duplicados de un modelo referencia con 5 implantes. Valoraron la distorsión lineal así como la tensión generada en una estructura atornillada previamente fabricada sobre el modelo original, y verificaron que el uso de escayolas tipo IV de baja expansión (<0,09%) permitió una mejor reproducción en comparación con una escayola tipo V de alta expansión (221).

Por otra parte Chang y cols. (2012) valoraron la precisión de modelos obtenidos con 3 técnicas de impresión, y usando un poliéter y un polivinilsiloxano como materiales de impresión en un modelo experimental de 5 implantes colocados en una arcada edéntula y paralelos entre sí. Para la positivación de los modelos emplearon dos escayolas, una ISO tipo III con una expansión lineal de 0,12%, y otra tipo IV, semi-sintética (con resina incorporada) con una expansión de 0,08%, ambas del mismo fabricante. Midieron la discrepancia horizontal con respecto al modelo referencia en la distancia existente entre el centro de dos implantes contiguos. Verificaron que el uso de un tipo o otro de escayola no tuvo influencia en la precisión de los modelos duplicados (229).

Se puede afirmar que las propiedades del material de positivado afectan la precisión de los modelos obtenidos, y que el uso de escayolas tipo IV de baja expansión lineal parecen ser los materiales más adecuados para la positivación de impresiones con implantes.

d) Técnica de positivado

A pesar de que los materiales recomendados para la positivación de una impresión presentan características adecuadas para permitir una buena fiabilidad de los modelos obtenidos, existen descritas algunas técnicas que tienen como objetivo la disminución de la expansión lineal de las escayolas tipo IV, que como referido puede variar entre 0,02-0,10% (177).

McCartney y cols. (1994) publicaron una técnica que consiste en acoplar a los análogos de los implantes unos tubos de látex durante la fase de colocación de la escayola, y que luego se retiran, rellenando el espacio vacío con nueva escayola, con el fin de disminuir el volumen de material en contacto con los copings que pueda sufrir expansión (230).

Por otra parte Hussaini y cols. (1997) describieron una técnica de positivado que consiste en ferulizar las replicas de implantes previamente al positivado con el objetivo de

evitar la influencia de la expansión volumétrica de la escayola sobre la precisión del modelo. En este caso los autores han empleado una escayola de toma de impresión de fraguado rápido, luego uniéndola cada análogo con ella y posteriormente vaciando con la escayola de positivado (211). Del'Acqua y cols. (2008) propusieron una modificación de esta técnica, sustituyendo el uso de la escayola de fraguado rápido por una resina acrílica (14).

Del'Acqua y cols. (2008) compararon la precisión de diferentes técnicas de impresión combinando con diferentes técnicas de positivado. En un modelo experimental en el cual usaron 4 implantes en una arcada desdentada colocados de forma paralela, valoraron la influencia de una técnica de impresión de reposición, técnica de arrastre sin ferulizar y técnica de arrastre con las cofias ferulizadas, y en cada una emplearon a su vez una técnica de positivado convencional con una escayola tipo IV de expansión lineal de 0,08%, una técnica de positivado con el uso de tubos de látex y una técnica de positivado mediante la ferulización de los análogos de los implantes con resina acrílica. Concluyeron que para el grupo donde se empleó la técnica de impresión de cofias ferulizadas, la técnica de positivado no tuvo influencia en la precisión final de los modelos duplicados obtenidos. Sin embargo, verificaron que el grupo que ha obtenido mejores resultados fue el que combinó una técnica de arrastre sin ferulizar con una técnica de positivado con tubos de látex (14).

Se puede afirmar que todavía no existe evidencia de cuál puede ser la influencia de emplear una técnica de positivado modificado frente al vaciado convencional, pero parece ser que cuanto más variación dimensional presente el material durante su fraguado, el uso de sistemas como la ferulización de los análogos o tubos de látex puede tener utilidad (211, 230).

e) Tolerancias de maquinado de los componentes

Después de separar la impresión de los implantes en boca, se procede a la conexión de los análogos de los implantes o de los pilares a la misma. Dado que existe una conexión entre los componentes, siempre va a existir una discrepancia intrínseca derivada de la tolerancia de maquinado (138). Esta tolerancia constituye un factor que afecta tanto a la precisión de la impresión como la del modelo obtenido. En la mayoría de los estudios, no se cuantifica de forma individual, Ma y cols. (1997) la han valorado en un sistema de implantes siendo esta variación entre 22-100µm, lo cual supone que parte de las

discrepancias observadas en los modelos duplicados de la situación en la boca pueden estar debidas a las tolerancias de maquinado que presentan cada sistema de implantes (15, 218).

1.4 MÉTODOS DE VALORACIÓN DE LA PRECISIÓN DE UNA IMPRESIÓN SOBRE IMPLANTES

En una impresión sobre implantes el objetivo principal es poder reproducir de forma ideal la posición tridimensional de los implantes y/o pilares a un modelo, de forma que se garantice un modelo de trabajo correcto que facilite que la estructura implantosoportada presente un ajuste pasivo ideal (161).

Se ha visto por la mayoría de las publicaciones, que lograr este ajuste “ideal” es casi siempre imposible (12, 231). Se admite por tanto que siempre va a existir una cierta discrepancia de la posición de cada implante cuando la reproducimos en un modelo. El grado de discrepancia corresponde a la distorsión en los tres ejes del espacio y esta se puede definir matemáticamente como siendo el movimiento relativo de un punto o un conjunto de puntos, con respecto a una posición de referencia (232).

La distorsión se puede clasificar como **absoluta** o **relativa** (232):

- **Distorsión absoluta:** cuando la medición del movimiento relativo de los puntos se hace con relación a un sistema de coordenadas que se mantiene fijo en el espacio.
- **Distorsión relativa:** cuando la medición del movimiento relativo de los puntos se hace con relación a un sistema de coordenadas o puntos de referencia que se pueden mover.

En la posición de los implantes se puede observar la distorsión en un movimiento de traslación o menos frecuente en un movimiento rotacional (170).

La valoración de la precisión de una impresión sobre implantes se suele hacer mediante el uso de modelos de escayola duplicados de la situación de referencia, sobre el cual se hacen las mediciones (161, 172, 233, 234), o de forma indirecta con el uso de una estructura atornillada fabricada sobre el modelo de referencia o control y que permite valorar su ajuste sobre los modelos duplicados obtenidos (14, 20, 235). Otra opción es medir directamente sobre la impresión, pero esta es menos frecuente según lo observado en la literatura (171, 207).

Aunque en algunos estudios se puede observar la valoración de la precisión de las diferentes técnicas de impresión recurriendo a la medición de la distorsión absoluta, y en el cual se usa un punto de referencia externo (172), en la mayoría de los casos, se emplea el concepto de distorsión relativa, en el cual el punto de referencia empleado es uno de los implantes/replicas. Para muchos autores este tipo de medición tiene una mayor relevancia clínica, ya que las estructuras suelen estar fijadas sobre varios implantes de forma simultánea (168, 170).

1.4.1 TÉCNICAS DE MEDICIÓN DIMENSIONAL

Para analizar la precisión de una impresión sobre implantes, se suelen usar técnicas de medición dimensional, y dentro de este grupo podemos incluir la microscopia óptica o electrónica combinada con una cámara de vídeo y/o fotográfica (microscopios estereoscópicos o reflectores), aparatos de medición de coordenadas computarizado (Coordinate Measuring Machine – CMM), perfilómetros, digitalizadores 3D, calibres/cámaras digitales, escáneres 3D y micrómetros digitales (167).

A- MICROSCOPÍA.

En general, la microscopía permite medir discrepancias en el sentido horizontal o en sentido vertical, aunque algunos sistemas permiten la medición en los 3 planos del espacio (236). La microscopía es una técnica relativamente sencilla en la cual se miden las distancias entre puntos de referencia en modelos o en imágenes obtenidas mediante el uso de una cámara. Otra opción es medir en el modelo los posibles desajustes entre una supraestructura y los implantes (205).

La calibración del operador que vaya a realizar las medidas juega un papel importante para permitir reproducibilidad de las mediciones y disminuir el sesgo del operador (12, 167). Esta técnica es de bajo coste y facilita una interpretación muy sencilla de las observaciones, sin embargo depende de la precisión del instrumento de medición y no es tan eficiente en el caso de una valoración en los 3 planos del espacio (130).

B- COORDINATE MEASURING MACHINE – CMM.

Este sistema consiste en un aparato que a través de una sonda puede tomar registros en las tres dimensiones del espacio. El aparato está conectado a un ordenador que contiene un software específico que permite el análisis de la información recibida. Es un método altamente fiable y reproducible, además de permitir una medición de la distorsión tridimensional con relativa facilidad (237). Junto con la microscopia es el sistema más usado en la valoración de la precisión de las impresiones con implantes.

Los sesgos que podemos encontrar son, por un lado, la precisión de los sistemas de medición (según el fabricante entre 1 y 5 micras) y la reproducibilidad de las mediciones (167).

C- PERFILÓMETRO.

Se trata de un dispositivo que magnifica y proyecta en una plantilla un determinado objeto y que combinado con una escala de lectura lineal o circular permite medir con alta precisión distancias entre puntos. Como alternativa puede estar acoplado a un software específico adecuado que permite hacer las mediciones (168).

Es un sistema ampliamente usado en la valoración de la precisión de impresiones sobre implantes, pero solo da información en 2 dimensiones (184). Además, y tal como la microscopia, necesita un procedimiento de estandarización y calibración para asegurar su fiabilidad (194).

D- ESCANERS 3D.

En los últimos años la tecnología Cad-Cam se ha generalizado en la rutina diaria de la odontología restauradora, mediante el uso de escáneres 3D que convierten un objeto físico en archivos S.T.L. (238). La tecnología Cad-Cam permite mediante archivos S.T.L. comparar los resultados obtenidos con diferentes técnicas de impresión (161).

Los escáneres ópticos 3D presentan una cámara que emite franjas de luz que incide sobre el objeto. La emisión de varias franjas de luz simultáneas al movimiento del objeto dentro de la cámara del escáner permiten registrar de forma tridimensional el objeto en un archivo digital en formato S.T.L. (239). En implantes se requiere que se acoplen adaptadores

para escaneado específicos para cada tipo de implante (scanbody) que permiten la determinación de la posición de cada implante (200).

Los archivos STL de diferentes modelos obtenidos a partir de diferentes técnicas de impresión se pueden comparar recurriendo a software especiales que permiten la sobreposición de cada archivo y mediante un algoritmo matemático calculan el grado de distorsión frente a un modelo de referencia (240).

1.4.2 TÉCNICAS DE MEDICIÓN POR MODELADO

Algunos autores han usado métodos de modelado (modeling technique) para medir de forma indirecta la precisión de una impresión, mediante el uso de una supraestructura atornillada sobre los implantes. El uso de sensores de tensión acoplados a la supraestructura suele ser el método más frecuente para la valoración de la fiabilidad de una impresión (195, 214, 241). Otras técnicas de modelación, como son el análisis fotoelástico o el análisis de elementos finitos se emplean con más frecuencia para la valoración del ajuste pasivo de estructuras implantosoportadas (242, 243).

Los sensores de tensión son dispositivos que se usan para conectarse en uno o más puntos de una estructura atornillada, y de este modo permiten medir la deformación en varias direcciones, ya que detectan la tensión generada por el desajuste existente entre la estructura y los implantes y/o pilares (10, 244). La estructura se confecciona sobre un modelo de control o referencia y luego se prueba en los modelos duplicados para valorar las diferencias de ajuste con respecto al modelo original.

Este sistema de medición indirecto de la fiabilidad de una impresión tiene como principal limitación la menor precisión en los casos en que los implantes están angulados entre si (195). Por otra parte, la estructura atornillada suele tener alguna tensión residual en el modelo referencia ya que el ajuste pasivo no suele ser perfecto, y esto hace que la extrapolación de la información obtenida a una situación clínica real no sea muy fiable (241).

El sistema de implantes Klockner Essential® Cone presenta una conexión de tipo interno compuesta por un cono morse de 6 grados y un octógono interno que funciona como elemento posicionador para los aditamentos prostodónticos como los copings de impresión bien como los pilares de prótesis definitiva y provisional.

El sistema ha desarrollado 3 tipos de aditamentos para técnicas de impresión directas a la cabeza del implante, tanto de cubeta cerrada con cofias de reposición (técnica indirecta) como de cofias de arrastre como un aditamento para técnica pick-up de arrastre con cofias atornilladas metálicas.

Para la positivación de las impresiones obtenidas con estos 3 tipos de técnicas el sistema ha desarrollado un sistema innovador de vainas de plástico que se conectan a las replicas de implantes, lo cual permiten, según el fabricante, la recuperación de los análogos de los implantes sin tener que destruir el modelo maestro.

Uno de los problemas que genera el hecho de que los tratamientos con implantes se hayan convertido en un procedimiento rutinario es la necesidad de almacenamiento de los modelos usados para la confección de las prótesis una vez terminado el tratamiento. El almacenamiento de los modelos de trabajo se debe a un requerimiento clínico por existir la posibilidad de necesitarlos en un futuro y por un imperativo de índole legal que obliga a conservar los modelos entre 3 y 5 años una vez instalada la prótesis. Esto obliga a una inversión en replicas de implantes y/o pilares. Hasta muy recientemente no se han encontrado métodos fiables que nos permitieran recuperar parte de estas replicas, pero el sistema de implantes Klockner Implant System® ha desarrollado un sistema de vainas de plástico que como veremos más adelante, permite mantener el modelo intacto y al mismo tiempo recuperar las replicas de los implantes.

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la secuencia clínica del tratamiento protodóntico en implantología resulta fundamental conseguir lograr una correcta duplicación de la situación existente en boca y transferirla a un modelo maestro, que posibilite una exacta reproducción tanto de la posición tridimensional de los implantes existentes, bien como de su relación con los dientes vecinos y/o tejidos blandos de la arcada dental. Se considera fundamental para el éxito de la restauración que exista un correcto ajuste de todos los componentes de la supraestructura, con el fin de evitar complicaciones de índole biológico o biomecánico.

Por lo tanto es imprescindible en el tratamiento protodóntico en implantes que:

- Exista una correcta transferencia de la posición tridimensional de los implantes así como de su relación con los tejidos blandos y duros de la arcada.
- El positivado de la impresión se realice de tal forma que no provoque discrepancias entre el modelo y la situación real en la boca.
- La estructura implantoportada se confeccione forma y manera que el ajuste sea el más perfecto posible, evitando la aparición de complicaciones técnicas y/o biológica a corto o a largo plazo.

Se ha visto que los sistemas de implantes disponen de diferentes aditamentos que permiten aplicar distintas técnicas de impresión, y que la precisión de los modelos obtenidos se ve influida por factores como el número, posición y angulación de los implantes.

Por otra parte en el positivado de las impresiones se pueden incorporar errores que pueden conllevar a un desajuste clínicamente inaceptable de las estructuras implantoportadas, en función del material empleado y de la técnica de positivado. Existe comercialmente disponible un sistema de piezas de plástico (vainas) para el positivado de impresiones que permite acoplar los análogos de los implantes de forma que se puedan recuperar sin dañar el modelo.

Un análisis del sistema de confección del modelo maestro del sistema de implantes Klockner Essential® Cone permitiría:

- Establecer cuál es la técnica de impresión más fiable para dicho sistema.
- Conocer como se comporta la técnica seleccionada en situaciones desfavorables.
- Valorar si el uso de vainas de plástico para la confección del modelo maestro es fiable.
- Determinar si el manejo repetido de las vainas deteriora el modelo maestro.

En resumen, el objetivo principal del presente estudio sería: **establecer si el modelo maestro confeccionado con vainas de plástico para el sistema de implantes Klockner Essential Cone es fiable.**

3. OBJETIVOS

Objetivo principal.

Establecer si el modelo maestro confeccionado con vainas de plástico para el sistema de implantes Klockner Essential Cone es fiable.

Objetivos secundarios.

1. Seleccionar el sistema de toma de impresión más fiable para el sistema de implantes Klockner Essential Cone.
2. Evaluar el efecto de las diferentes técnicas de impresión del sistema de implantes Klockner Essential Cone en la reproductibilidad de la posición de los implantes.
3. Valorar el efecto del disparalelismo de los implantes en la fiabilidad de las impresiones de las diferentes técnicas de impresión del sistema de implantes Klockner Essential Cone.
4. Evaluar la fiabilidad del uso de un aditamento protésico para el positivado de las impresiones que permite el reposicionamiento del análogo del implante, sistema de vainas del sistema de implantes Klockner Essential Cone.
5. Valorar si la manipulación repetida del análogo del implante con el sistema de vainas del sistema de implantes Klockner Essential Cone en el modelo maestro influye en la precisión del mismo.

4. Estudio I

FIABILIDAD DE LAS TÉCNICAS DE IMPRESIÓN DEL SISTEMA DE IMPLANTES KLOCKNER ESSENTIAL® CONE. VALORACIÓN DE LA TRANSMISIÓN DEL POSICIONAMIENTO DE LOS IMPLANTES A UN MODELO MAESTRO.

4.1 Justificación.

Se ha descrito en los capítulos previos, que el aumento de la predictibilidad del tratamiento con implantes ha permitido su generalización a la población (21). Sin embargo, este auge de los tratamientos con implantes en la práctica clínica diaria, conlleva la necesidad de crear procedimientos de tratamiento con una gran precisión y sencillez en la fase clínica y de laboratorio, con una buena relación coste-beneficio.

Uno de los aspectos más relevantes de la secuencia prostodántica en implantes es la posibilidad de transferir de forma adecuada la posición tridimensional de las fijaciones a un modelo sobre el cual se confeccionara la supraestructura. Para lograr un correcto modelo de trabajo, resulta imprescindible que la impresión definitiva sea precisa y fiable (144, 174). Para ello los sistemas de implantes han desarrollado aditamentos maquinados que permiten un encaje de precisión sobre los implantes y/o pilares colocados en boca para facilitar la toma de impresión. Las técnicas de impresión descritas en la literatura se suelen dividir primariamente en función del tipo de aditamento empleado (138). En general, podemos dividir las en **técnica de reposición**, donde el aditamento se atornilla al implante, y tomada la impresión, este se retira y reposiciona junto con el análogo del implante a la impresión (140), o en **técnica de arrastre**, donde el aditamento se quedará atrapado en el material de impresión, cuando este polimeriza, de tal manera que al retirar la impresión, esta arrastra el mismo aditamento (187). Dentro de este último grupo podemos subdividirlo en **técnica “pick-up”** que consiste en la utilización de un coping de plástico que se encaja a la conexión del implante, o la **técnica de cubeta abierta**, donde un coping metálico se atornilla al implante y luego se retira con la impresión (142).

Varios autores han comparado la fiabilidad de las diferentes técnicas de impresión (de arrastre o reposición), mediante estudios in vitro utilizando como método la comparación de los modelos obtenidos a partir de impresiones y comparándolas con un

modelo de referencia (144, 167, 185). La comparación de los modelos se realizaron a partir de mediciones entre puntos de referencia creados en las replicas de implantes y comparándolas con las mediciones obtenidas en el modelo original (199, 213, 245). Mientras algunos estudios demuestran claramente una superioridad en cuanto a la fiabilidad de una impresión de arrastre y con el uso de un coping de impresión metálico atornillado, otros no han encontrado diferencias significativas entre esta técnica y una técnica de reposición con coping metálico de reposición. En una revisión sistemática, Lee y cols. (2008) han verificado que de los catorce estudios revisados, en dos encontraron mejores resultados para una técnica de reposición, en cinco mostraron mejores resultados para la técnica de arrastre y en los siete restantes no han encontrado diferencias significativas entre ambas técnicas. Los autores coinciden con la opinión de que la técnica de reposición depende demasiado de la capacidad de deformación elástica del material de impresión y que cuanto mayor es el número de implantes, mayor es la probabilidad de distorsión, dificultando la obtención de un correcto ajuste pasivo en la confección de una supraestructura (138).

El sistema de implantes Essential Cone®, (KLOCKNER S.A., Barcelona, España), podemos encontrar aditamentos para las tres técnicas de impresión descritas anteriormente, es decir:

1- Técnica de arrastre o “pick-up” con cubeta cerrada (con coping desechable).

Esta técnica se caracteriza por la utilización de un coping desechable de plástico asociado al uso de una cubeta estándar o individual no fenestrada.

El coping plástico se posiciona en la boca con precisión gracias al encajamiento de un octógono plástico en el homónimo de la conexión interna, junto con el acoplamiento por un sistema de “clic” en el hombro del implante de un faldón exterior.

El objetivo es arrastrar el coping en el material de impresión una vez fraguado, permitiendo una transmisión al modelo maestro del hombro del implante, así como de su elemento posicionador en el espacio (octógono).

2- Técnica indirecta de reposición con cubeta cerrada (con coping metálico atornillado).

Esta técnica se caracteriza por la utilización de un coping metálico que se atornilla a la conexión interna apoyándose en el hombro del implante y, mediante el uso de una cubeta cerrada de tipo estándar, se tomará una impresión con PVS o poliéter. Es una cofia de impresión en dos partes con un tornillo flotante, lo cual permite posicionar un octógono presente en la cofia en el octógono de la conexión interna del implante. Una vez fraguado el material de impresión y retirada la cubeta de la boca, se desatornilla la cofia de impresión, se une a una replica del implante y el conjunto cofia- replica se reposiciona en la impresión, insertándolo en la huella dejada por el coping en el material de impresión. De esta manera la impresión con la replica de los implantes en posición está lista para su positivado.

3- Técnica de arrastre o “pick-up” con cubeta abierta (con coping metálico atornillado).

En esta técnica se arrastra un coping atornillado al implante, mediante el uso de una cubeta individual fenestrada. El coping queda perfectamente asentado en el hombro del implante al completarse el apretamiento del tornillo de retención.

Al igual que en el caso anterior, son cofias en dos piezas con un tornillo flotante, lo cual permite posicionar un octógono presente en la cofia en el octógono de la conexión interna del implante. En este caso el tornillo es mas largo para facilitar su localización y aflojamiento una vez fraguado el material de impresión. Los coping se pueden fijar mediante dos tipos de tornillos, uno más largo y otro más corto dependiendo de la profundidad a la que este posicionado el implante, de la altura a la que se encuentre la fenestración en la cubeta con respecto al implante o de la capacidad de apertura de la boca del paciente.

Teniendo en cuenta la variabilidad de resultados observados en la literatura sobre cual la mejor técnica a emplear y la creencia ampliamente extendida entre la comunidad odontológica de ser mejor la técnica de arrastre con cofias metálicas atornilladas, se desarrolló este estudio in vitro para despejar la siguiente hipótesis nula, **la no existencia de diferencias estadísticamente significativas entre las diferentes técnicas de impresión del sistema de implantes Klockner Essential® Cone en cuanto a la transferencia de posición de los implantes colocados en la boca a un modelo maestro.**

4.2 Objetivos.

Objetivo principal:

Este estudio tiene como objetivo principal el valorar si existen diferencias estadísticamente significativas entre las mediciones obtenidas entre los centros de los implantes de un modelo de referencia y las mismas medidas obtenidas de modelos maestros duplicados confeccionados con tres técnicas de impresión diferentes.

Objetivos secundarios:

1. Determinar si se puede obtener un modelo exacto con alguna de las técnicas de impresión del sistema de implantes Klockner Essential Cone.
2. Determinar la fiabilidad de la técnica de impresión de arrastre atornillada del sistema de implantes Klockner Essential Cone.
3. Determinar la fiabilidad de la técnica de impresión de reposicionamiento del sistema de implantes Klockner Essential Cone.
4. Determinar la fiabilidad de la técnica de impresión de arrastre “pick-up” del sistema de implantes Klockner Essential Cone.

4.3 Material y método.

4.3.1. Fabricación del modelo de referencia:

Es un estudio in vitro que se basa en la comparación de las distancias existentes entre los centros de los implantes colocados en modelos maestro, replica de un modelo de referencia, con respecto a las existentes en el modelo referencia.

El modelo de referencia se fabricó a partir de una mandíbula desdentada en una resina poliuretánica POLIUROCK® (Metalor Technologies S.A Neuchatel, Suiza) e incluía 4 implantes Klockner Essential® Cone de 4mm de diámetro y 10mm de longitud, con una plataforma de 4,5mm y un cuello pulido de 1,5mm. Los implantes se colocaron paralelos entre si y en la región intermentoniana, con el hombro del implante en una posición supragingival, quedando sumergida en la resina toda la superficie rugosa, dejando expuesto el cuello pulido del implante. La conexión protésica de este sistema de implantes consiste en una conexión interna formada por un doble cono de 6° con un octógono en su parte media.

La referencia para las mediciones fue el centro de cada implante, localizado con la ayuda de un microscopio óptico Leica S8 APO (Leica Microsystems, Alemania), así como un software específico (Leica Qwin, Leica Imaging Systems, Cambridge, Inglaterra) .

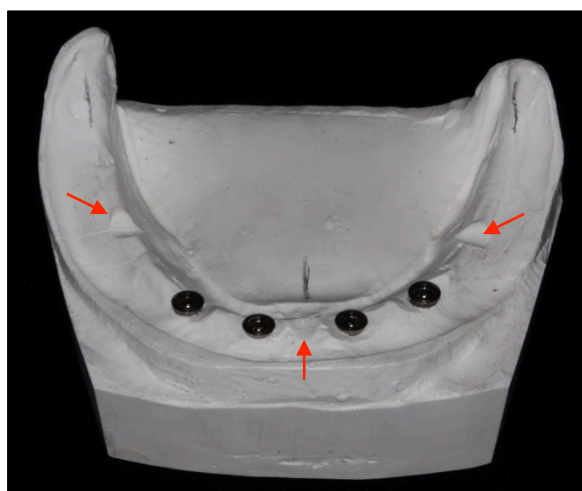


Figura 11. Modelo de referencia con los topes para las cubetas individuales.

4.3.2. Fabricación de las cubetas individuales:

A partir del modelo de referencia se realizó un duplicado del mismo para la confección de las cubetas individuales necesarias para la ejecución del estudio. Se utilizó una Silicona de duplicado por adición MATRIX-CAST® (Anaxdent GMBH, Estugarda, Alemania) y una escayola ISO tipo IV (Fuji-Rock, GC EUROPE N.V.,

Leuven, Alemania) para el modelo duplicado, respetando las instrucciones del fabricante. Sobre el modelo duplicado se aplicó una capa de Modeling Wax (Vertex Dental, Zeist, Holanda), creando un espesor de 2mm en toda la cresta desdentada y en la posición de los

implantes se aumentó el espesor de la capa hasta unos 10 mm para crear espacio suficiente para las copias de impresión. Las cubetas se confeccionaron utilizando placas de resina acrílica fotopolimerizable de 3mm de espesor (Light Curing trayplates, Vertex-dental Zeist, Holanda). En todas las cubetas se incorporaron 3 topes internos para facilitar el posicionado de la cubeta manteniendo un espesor uniforme de material de impresión.

Se fabricaron 3 grupos de cubetas según la técnica de impresión a utilizar:

- Grupo 1 - Cubeta perforada no fenestrada en los implantes para una técnica de reposición.
- Grupo 2 - Cubeta perforada no fenestrada en los implantes para una técnica de arrastre con coping de plástico.
- Grupo 3- Cubeta perforada y con ventanas en las posiciones de los implantes para una técnica de arrastre con copings de impresión metálicos atornillados.

4.3.3. Procedimientos de toma de impresión y obtención de los modelos maestro:

Toma de impresión:

Los procedimientos de impresión se realizaron en una sala donde las condiciones de humedad y temperatura se encontraban dentro de los siguientes límites 23-25°C y 70-80% humedad relativa.

Todas las impresiones así como todas las positivaciones para obtención de los modelos maestros fueron realizadas por un solo operador.

Para permitir una mejor estandarización de las impresiones, el modelo de referencia se mantuvo estabilizado en una plataforma que incluye 2 tornillos horizontales para mantenerlo inmóvil durante los procedimientos (Banco Articulado, Adeo Services Lezennes Francia).



Figura 12. Cubeta individual fenestrada.

En todas las cubetas se aplicó en su interior un adhesivo para poliéter (Impregum® adhesive, 3m Espe, St. Paul, EEUU) y se permitió su secado por un período de 15 minutos. Para todas las impresiones se empleó un poliéter como material de impresión (Impregum® Duosoft, 3m Espe, St. Paul, EEUU).

Se realizaron 5 impresiones para cada grupo como se describe a continuación:

GRUPO A:

a) Se conectó en cada implante un coping de impresión de reposición atornillado metálico apretándolo a 15 Ncm con la llave dinamométrica del sistema de implantes Klockner Essential® Cone (ref. 10 09 02).

b) Se probó la cubeta preparada previamente.

c) Se preparó el material de impresión siguiendo las instrucciones del fabricante y se aplicó directamente alrededor de cada coping en el modelo de referencia así como se rellenó la cubeta individual. Se posicionó la cubeta sobre el modelo, que se mantuvo estable por los topes internos que se habían incorporado a la cubeta. Se esperó el tiempo de polimerización del material recomendado por el fabricante (6 minutos) y se procedió a la retirada de la impresión.

Se desatornilló de cada implante el coping de impresión y se atornilló éste a un análogo de implante Klockner Essential® Cone (ref.10 09 05). El conjunto análogo-coping se encajó dentro de la impresión en la posición correspondiente.



Figura 13. Impresión con cofias de reposición.

GRUPO B:

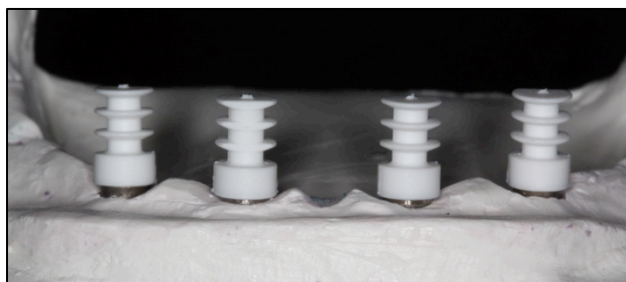


Figura 14. Impresión con cofias de plástico para técnica de arrastre "pick up".

a) En cada implante se conectó un coping de impresión de plástico encajándolo en el octógono interno del implante (ref.10 09 01).

b) Se probó la cubeta preparada previamente.

c) Se preparó el material de impresión siguiendo las instrucciones del fabricante y se aplicó directamente alrededor de cada coping en el modelo de referencia así como en la cubeta individual. Se posicionó la cubeta sobre el modelo, que se mantuvo estable por los topes internos que se habían incorporado a la cubeta. Se esperó el tiempo de polimerización del material recomendado por el fabricante (6 minutos) y se procede a la retirada de la impresión.

d) se conectó a la cara interna de cada coping un análogo de implante Klockner Essential® Cone (ref.10 09 05).

GRUPO C:

a) Se conectó en cada implante un coping de impresión atornillado metálico para arrastre apretándolo a 15 Ncm con la llave dinamométrica del sistema de implantes Klockner Essential® Cone (ref. 10 09 03.1).

b) Se probó la cubeta preparada previamente preacondicionada con el adhesivo.

c) Se procedió a la preparación del material de impresión siguiendo las instrucciones del fabricante y se aplicó directamente alrededor de cada coping en el modelo referencia bien como se rellenó la cubeta individual. Se posicionó la cubeta sobre el modelo, que se mantuvo estable por los topes internos que se habían incorporado. Se esperó el tiempo de polimerización del material recomendado por el fabricante (6 minutos).

d) Se desatornilló de cada implante el coping de impresión y se retiró la cubeta del modelo referencia.

e) Se encajó en cada coping un análogo de implante Klockner Essential® Cone (ref.10 09 05) y se apretó el tornillo del coping de forma a estabilizar el conjunto análogo-coping.



Figura 15. Cofias atornilladas para técnica de impresión de arrastre.

Todas las impresiones se mantuvieron durante 24 horas en las condiciones de temperatura y humedad relativas anteriormente citadas.



Figura 16. Toma de impresión al modelo de referencia.

Modelo maestro:

a) Para la obtención de los modelos maestro se preparó una escayola ISO tipo IV (Fuji-Rock, GC EUROPE N.V., Leuven, Alemania siguiendo las instrucciones indicadas por el fabricante. La mezcla se hizo en una máquina de vacío (Whip-mix, Louisville, EEUU) durante 1 minuto y se colocó la escayola sobre cada impresión tomada.



Figura 17. Modelo duplicado.

b) Se esperó 1 hora (a la temperatura y humedad ambiente) para garantizar el fraguado total de la escayola y se procedió a la separación de la impresión del modelo obtenido.



Figura 18. Estereomicroscopio Leica.

c) Se zocalaron todos los modelos usando un paralelometro de forma y manera que la base de cada modelo estuviese perpendicular al eje de los implantes. Los modelos se agruparon según la técnica de impresión empleada (Grupo A, Grupo B y Grupo C).

4. 3. 4. Medición de la fiabilidad de los modelos maestro:

Se utilizó un estéreo-microscopio Leica S8 APO (Leica Microsystems, Wetzlar, Alemania), así como un software específico (Leica Qwin, Leica Imaging Systems, Cambridge, Inglaterra). La capacidad de medición del microscopio es de $<1\mu\text{m}$.

Para la medición de las distancias horizontales entre los implantes se trazaron dos líneas paralelas que contactaron con la circunferencia en un mismo punto de cada implante.

Como conocemos que el diámetro interno de los implantes mide 3.4mm, para hallar la distancia de centro de implante a centro de implante (distancia X), restamos r_1 y r_2 a la distancia Y (figura 19).

Se tomaron 3 fotos del modelo de referencia y de cada uno de los 40 modelos maestros.:

- Foto 1: Distancia a-b.
- Foto 2: Distancia b-c.
- Foto 3: Distancia c-d.

Se midieron las distancias interimplante de los tramos a-b, b-c y c-d (figura 20) tanto en el modelo de referencia como en los modelos maestros.

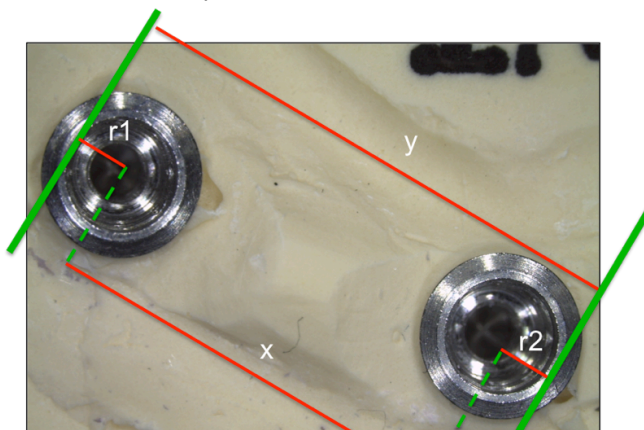


Figura 19. Cálculo de la distancia entre implantes.

Se realizaron fotografías de cada modelo mediante una Cámara SLR Canon 450 con un objetivo Macro y un Flash anular acoplado (Canon Inc. Japón). El microscopio fue calibrado previo al comienzo de realización de las medidas. La calibración del microscopio se hizo para cada fotografía mediante una regla de tres, conociendo que el diámetro del implante era de 4,5mm.

Para calibrar la capacidad de medición en este estudio, se midieron las distancias entre los implantes presentes en el modelo de referencia 15 veces. La media obtenida fue la referencia para la comparación con las mismas mediciones registradas en los modelos maestros duplicados. En cada modelo maestro se registraron las mismas distancias 10 veces entre el centro de las replicas de implantes y se comparó con las medidas obtenidas en el modelo de referencia.

En cada grupo se tomaron las mediciones correspondientes entre los 4 implantes y se repitieron 10 veces, registrando la media como medida final. Se valoró el grado de distorsión relativa entre modelo referencia y los modelos duplicados, relacionando la técnica de impresión empleada con la causa de la mayor o menor distorsión. Esto ha sido posible gracias a que las demás variables involucradas

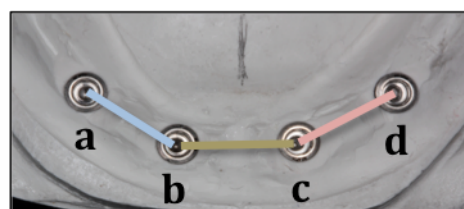


Figura 20. Segmentos a medir.

(material de impresión, condiciones de temperatura y humedad y variaciones en el operador) estaban controladas y presentes de igual forma en los 3 grupos del estudio.

4.3.5 Documentación de la ejecución del estudio:

Se tomaron registros fotográficos de las distintas fases del estudio con una cámara réflex digital SLR y un objetivo Macro con un Flash anular acoplado (Canon Inc. Japón), con el objetivo de documentar el estudio. Asimismo se tomaron fotografías de las imágenes obtenidas en el microscopio usando una cámara digital acoplada al microscopio.

4.4 Análisis estadístico.

El análisis estadístico se realizó en el Departamento de Medicina Preventiva y Salud Pública de la Facultad de Medicina de la Universidad de Sevilla.

Estadística descriptiva:

Para la estadística descriptiva, se usa el estadístico de tendencia central MEDIA para valorar las distancias registradas en milímetros entre los segmentos a-b, b-c y c-d, y como estadístico de dispersión se usa la desviación típica.

Estadística inferencial:

Para la estadística inferencial se compararon las medias de las distancias obtenidas entre las replicas de los implantes de los modelos de estudio con la media de las distancias obtenidas en el modelo maestro mediante la prueba de la t de Student.

Para valorar las diferencias entre las técnicas A, B y C de toma de impresión determinó mediante el ANOVA las diferencias en las distancias a-b y b-c mediante la prueba de Welch y la distancia c-d que no seguía una distribución normal, se analizó mediante el test de Kruskal-Wallis.

4.5 Resultados

Estadística descriptiva

En la tabla 5 se presentan las medias de las distancias medidas en los 3 segmentos tanto en el modelo referencia o maestro bien como en los modelos de estudio obtenidos con las 3 técnicas de impresión empleadas.

En las tablas 6, 7 y 8 se presentan las correspondientes desviaciones típicas de las distancias registradas en los tres segmentos con las 3 técnicas empleadas.

| | Modelo Maestro | Grupo A | Grupo B | Grupo C |
|---------------|----------------|---------|---------|---------|
| Distancia a-b | 11.883 | 11.756 | 11.725 | 11.994 |
| Distancia b-c | 13.013 | 13.175 | 13.173 | 13.491 |
| Distancia c-d | 12.193 | 12.185 | 12.295 | 12.484 |

Tabla 5. Media de las distancias en los segmentos a-b, b-c y c-d en el modelo maestro y en los modelos de estudio obtenidos con las técnicas de impresión A, B y C.

| Grupo | Mínimo | Máximo | C. de variación | |
|-------|--------|--------|-------------------|----------------|
| | | | Desviación típica | Media centrada |
| A | 11,663 | 11,880 | 0,078 | 0,7% |
| B | 11,345 | 11,967 | 0,258 | 2,2% |
| C | 11,960 | 12,026 | 0,032 | 0,3% |

Tabla 6 Desviaciones típicas en el segmento a-b referente a las técnicas de impresión A, B y C.

| Grupo | Mínimo | Máximo | C. de variación | |
|-------|--------|--------|-------------------|----------------|
| | | | Desviación típica | Media centrada |
| A | 13,063 | 13,266 | 0,074 | 0,6% |
| B | 12,979 | 13,442 | 0,196 | 1,5% |
| C | 13,460 | 13,525 | 0,027 | 0,2% |

Tabla 7. Desviaciones típicas en el segmento b-c referente a las técnicas de impresión A, B y C

| Grupo | Mínimo | Máximo | Desviación típica | C. de variación |
|-------|--------|--------|-------------------|-----------------|
| | | | | Media centrada |
| A | 12,183 | 12,339 | 0,072 | 0,6% |
| B | 12,025 | 12,596 | 0,243 | 2,0% |
| C | 12,443 | 12,501 | 0,024 | 0,2% |

Tabla 8. Desviaciones típicas en el segmento c-d referente a las técnicas de impresión A, B, y C.

| | Modelo Maestro | Grupo A | Grupo B | Grupo C |
|---------------|----------------|---------|---------|---------|
| Distancia a-b | 11.883 | 0.127 | 0.158 | -0.111 |
| Distancia b-c | 13.013 | -0.162 | 0.16 | -0.478 |
| Distancia c-d | 12.193 | 0.008 | -0.102 | -0.291 |

Tabla 9. Diferencias con respecto a las medias del modelo maestro de las distancias a-b, b-c y c-d en los modelos de estudio obtenidos con las técnicas de impresión A, B y C.

Estadística inferencial

En las tablas 10, 11 y 12 se observan los estadísticos resultantes de la t de Student para comparación de medias entre los segmentos a-b, b-c y c-d entre el modelo de referencia y las técnicas de impresión A, B y C. En la tabla 13 se observan que las variaciones en los modelos obtenidos con la técnica de reposición (Técnica A) respecto al modelo maestro son pequeñas (alrededor de 0.1 y solo significativas en las distancias a-b y b-c). No hay significación en las diferencias de los modelos obtenidos con la técnica directa con cofias desechables (Técnica B) respecto al modelo maestro, y la técnica directa con cubeta abierta (Técnica C) es la que peor se comporta (variaciones aproximadas de 0.1, 0.5 y 0.3).

Tabla 10. T de Student para la distancia a-b.

| Valor de prueba = 11.88 | | | | |
|-------------------------|--------|----|------------------|----------------------|
| Grupo | t | gl | Sig. (bilateral) | Diferencia de medias |
| A | -3,556 | 4 | ,024 | -,12420 |
| B | -1,346 | 4 | ,249 | -,15540 |
| C | 7,956 | 4 | ,001 | ,11360 |

Tabla 11. T de Student para la distancia b-c.

| Valor de prueba = 13,01 | | | | |
|-------------------------|--------|----|------------------|----------------------|
| Grupo | t | gl | Sig. (bilateral) | Diferencia de medias |
| A | 4,992 | 4 | ,008 | ,16500 |
| B | 1,858 | 4 | ,137 | ,16260 |
| C | 39,326 | 4 | ,000 | ,48100 |

Tabla 12. T de Student para la distancia c-d.

| Valor de prueba = 12,2 | | | | |
|------------------------|--------|----|------------------|----------------------|
| Grupo | t | gl | Sig. (bilateral) | Diferencia de medias |
| A | 2,317 | 4 | ,081 | ,07480 |
| B | ,874 | 4 | ,432 | ,09480 |
| C | 26,950 | 4 | ,000 | ,28440 |

Tabla 13. Estadísticos resultantes de la t de Student comparando las medias entre el modelo maestro y las medias de los modelos obtenidos con las técnicas de impresión A, B y C.

| | Modelo maestro | Técnica A | Técnica B | Técnica C |
|----------------------|----------------|------------------------------------|-----------------------------|------------------------------------|
| Distancia a-b | 11.883 | 0.127 p<0.025 | 0.158 NDS | -0.111 p<0.002 |
| Distancia b-c | 13.013 | -0.162 P<0.009 | 0.16 NDS | -0.478 P<0.005 |
| Distancia c-d | 12.193 | 0.008 NDS | -0.102 NDS | -0.291 P<0.005 |

Los modelos maestros obtenidos con la técnica de reposición presentan pequeñas diferencias respecto al modelo de referencia. Aquellos obtenidos con la técnica de arrastre con cofias desechables no presentan diferencias estadísticamente significativas respecto al modelo de referencia. Los modelos obtenidos a partir de la técnica de arrastre con cubeta abierta son los que presentan mayores discrepancias.

Se comparan ahora las técnicas A, B y C usando el ANOVA mediante la prueba de Welch. Se verifica sin embargo que el segmento c-d no cumple el criterio de normalidad de distribución de la muestra mediante la prueba de Shapiro-Wilk (tabla 14). Se observa que en la técnica C segmento c-d se observa un estadístico de 0,022 ($p<0,05$), lo cual permite concluir la no normalidad de la distribución de la muestra. En este caso se empleará el test no paramétrico de Kruskal-Wallis.

Tabla 14. Pruebas de normalidad para la distribución de la muestra. Shapiro-Wilk.

| | gl | Sig |
|-------------------------------|----|------|
| Media de distancia a-b | | |
| A | 5 | ,290 |
| B | 5 | ,459 |
| C | 5 | ,170 |
| Media de distancia b-b | | |
| A | 5 | ,760 |
| B | 5 | ,582 |
| C | 5 | ,509 |
| Media de distancia c-d | | |
| A | 5 | ,195 |
| B | 5 | ,595 |
| C | 5 | ,022 |

Tabla 15. Pruebas de Welch para las distancias a-b y b-c.

| | Estadístico | Gl1 | Gl2 | Sig |
|------------------|-------------|-----|-------|------|
| Media a-b | 19,760 | 2 | 6,146 | ,002 |
| Media b-c | 40,747 | 2 | 6,054 | ,000 |

E

En la prueba de Welch (tabla 15) se verifica que existen diferencias estadísticamente significativas para las distancias a-b y b-c al comparar las 3 técnicas entre si ($p < 0.003$ la distancia a-b y $p < 0.001$ la b-c). Por otra parte en el test no paramétrico de Kruskal-Wallis (tabla 16) se verifica que existen diferencias estadísticamente significativas entre las 3 técnicas para la distancia c-d, lo cual indica que existe una diferencia entre las técnicas de impresión en cuanto a la capacidad de reproducir la posición tridimensional de los implantes.

Tabla 16. Prueba de Kruskal-Wallis para el segmento c-d. Intervalo de confianza al 99%.

| | Distancia c-d media |
|-----------------|---------------------|
| Chi-cuadrado | 4,580 |
| gl | 2 |
| Sig. asintót. | 0,101 |
| Sig. | 0,092 |
| Límite inferior | 0,085 |
| Límite superior | 0,100 |

Para valorar donde se encuentran las diferencias entre las técnicas se hace una comparación post-hoc de comparaciones múltiples y se observa que estas diferencias se encuentran entre la técnica A y la C, con una significación de $p < 0,005$ para la distancia a-b, y de $p < 0,002$ para la b-c (tabla 17).

Tabla 17. Comparación post-hoc de comparaciones múltiples para los segmentos a-b y b-c .

| Variable dependiente | Grupos A, B y C | Grupos A, B y C | | |
|----------------------|--------------------|--------------------|--------------|-------|
| | | | Error típico | Sig. |
| Distancia a-b media | A | B | ,12061 | ,993 |
| | | C | ,03773 | ,004 |
| | B | A | ,12061 | ,993 |
| | | C | ,11632 | ,221 |
| | C | A | ,03773 | ,004 |
| | | B | ,11632 | ,221 |
| Distancia b-c media | A | B | ,09355 | 1,000 |
| | | C | ,03525 | ,001 |
| | B | A | ,09355 | 1,000 |
| | | C | ,08837 | ,062 |
| | C | A | ,03525 | ,001 |
| | | B | ,08837 | ,062 |

4.6 Conclusiones.

1. La hipótesis nula de este estudio ha sido rechazada. Se han detectado diferencias estadísticamente significativas entre el modelo de referencia y los modelos duplicados con las distintas técnicas de impresión
2. No es posible obtener una reproducción exacta de la posición de los implantes incluso bajo condiciones ideales y estandarizadas en el plano horizontal con los tres sistemas de impresión del sistema de implantes Klockner Essential Cone.
3. Los modelos obtenidos con la técnica de arrastre con cubeta abierta fueron los que presentaron mayores diferencias (variaciones de 0,1, 0,5 y 0,3 en los segmentos a-b, b-c y c-d respectivamente).
4. La técnica de impresión con cofias de reposición parece ser fiable y precisa en la transferencia de la posición de los implantes a un modelo maestro.
5. La técnica directa con copings desechables parece ser fiable y precisa en la transferencia de la posición de los implantes a un modelo maestro.

Habría que analizar si las discrepancias de los modelos obtenidos con las tres técnicas afectarían al éxito clínico de las supraestructuras implanto retenida.

Capítulo IV – Estudio I

Fiabilidad de las técnicas de impresión del sistema de implantes Klockner Essential Cone. Valoración de la transmisión del posicionamiento de los implantes a un modelo maestro.

5. Estudio II

INFLUENCIA DEL PARALELISMO DE LOS IMPLANTES EN EL COMPORTAMIENTO DE DOS TÉCNICAS DE IMPRESIÓN DEL SISTEMA DE IMPLANTES KLOCKNER ESSENTIAL® CONE: TÉCNICA DE ARRASTRE CON COFIAS ATORNILLADAS VS TÉCNICA DE REPOSICIONAMIENTO.

5.1 Justificación.

Las conclusiones del estudio anteriormente expuesto permiten afirmar que en situaciones de implantes paralelos las distintas técnicas de impresión transmiten con relativa precisión, la posición tridimensional de los implantes al modelo maestro. Sin embargo, en implantología es frecuente observar, que no siempre se pueden colocar con total paralelismo implantes múltiples (186, 246), debido a limitaciones anatómicas o consideraciones estéticas (175, 247).

La presencia de disparalelismo entre implantes, así como entre implantes y dientes adyacentes, ocurre con relativa frecuencia, creando un eje de inserción-desinserción inadecuado (149, 203). El aumento de estrés en el material de impresión provocado por el disparalelismo de los implantes puede ser la causa de una menor precisión en el modelo obtenido (186). Los sistemas de conexión externa tipo hexágono bajo presentan la ventaja de facilitar el eje de desinserción en casos de disparalelismo entre implantes, comparándolos con cualquier sistema de conexión interna por geometría de su construcción. Existe una mayor superficie de contacto y de fricción entre los aditamentos de impresión y la conexión interna del implante (130, 184).

La revisión de la literatura muestra la controversia existente a la hora de relacionar el grado de disparalelismo entre implantes y la fiabilidad de la impresión (15, 138). Se encuentran resultados heterogéneos, contribuyendo a esta diversidad de resultados factores como: el número de implantes, el grado de disparalelismo, y la técnica empleada (arrastre de cubeta abierta Vs reposición).

Choi y cols. (2007) investigaron las diferencias en cuanto al ajuste de supraestructuras sobre implantes construidas sobre implantes paralelos o dispaalelos hasta 8°, en un sistema de implantes de conexión interna, tipo cono-morse de 10°, y no encontraron diferencias estadísticamente significativas en cuanto al ajuste pasivo obtenido, independientemente de la técnica de impresión utilizada o del dispaalelismo existente entre implantes (195). El número de implantes puede tener influencia en la fiabilidad de las impresiones en el caso de que se verifiquen dispaalelismos entre ellos. Lee y cols. (2008) verificaron que el dispaalelismo era un factor relevante en casos de 4 o 5 implantes pero no en situaciones de 2 o 3 implantes contiguos (138). Mpikos y cols. (2012) verificaron que el dispaalelismo entre implantes influye en la precisión de una impresión en casos de implantes de conexión interna, pero no encontraron diferencias con respecto a implantes paralelos cuando la conexión de estos era de tipo externa (186).

Por otra parte Conrad y cols. (2007) verificaron que en el caso de implantes de hexágono externo el dispaalelismo puede influir de forma negativa en la precisión de modelos obtenidos mediante una técnica de reposición. Se atribuye este resultado a la posible deformación permanente del material de impresión que impide una correcta reposición de las cofias de impresión (175).

La disposición de los implantes en los modelos experimentales es otro factor a tener en cuenta a la hora de valorar los resultados de los diferentes estudios. En diversas publicaciones, estos se encuentran en el mismo eje horizontal, y no distribuidos en un arco, como suele ocurrir en una situación clínica real (96).

El sistema de implantes Klockner Essential® Cone presenta una conexión de tipo interno con un doble cono de 6º y un octógono en su parte media.

El objetivo de este estudio In vitro es el de valorar la influencia del dispaalelismo en la fiabilidad de impresiones sobre implantes. La hipótesis nula de este estudio es de que **no existen diferencias estadísticamente significativas entre las diferentes técnicas de impresión en cuanto a la transferencia de posición de los implantes colocados en boca a un modelo maestro, con independencia del paralelismo entre implantes.**

5.2 Objetivos

Principal:

Valorar la influencia del paralelismo de los implantes en la fiabilidad de las técnicas de toma de impresión del sistema de implantes Klockner Essential Cone: técnica de arrastre con cofias atornilladas vs técnica de reposicionamiento.

Secundarios:

1. Valorar si el ajuste pasivo de una estructura atornillada se ve afectado por la técnica de impresión empleada, sea esta de reposición o de arrastre con cofia atornillada.
2. Valorar si el ajuste pasivo de una estructura atornillada se ve afectado por el paralelismo de los implantes.
3. Establecer una correspondencia entre el ajuste pasivo a nivel clínico y la situación real a nivel microscópico.

5.3 Material y método.

5.3.1. Fabricación de los modelos de referencia:

Es un estudio in vitro que se basa en la valoración del desajuste o espacio existente entre cada uno de los implantes pilares y una estructura previamente fabricada con un correcto ajuste sobre el modelo de referencia. La valoración del desajuste se realizó con microscopia electrónica de barrido.

El modelo de referencia 1 se fabricó a partir de una mandíbula desdentada en una resina poliuretánica POLIUROCK® (Metalor Technologies S.A Neuchatel, Suiza) e incluía 4 implantes Klockner Essential® Cone de 4mm de diámetro y 10mm de longitud, con una plataforma de 4,5mm y un cuello pulido de 1,5mm. Los implantes se colocaron paralelos entre si y en la región intermentoniana, con el hombro del implante en una posición supragingival, quedando sumergida en la resina toda la superficie rugosa, dejando expuesto el cuello pulido del implante. La conexión protésica de este sistema de implantes consiste en una conexión interna formada por un doble cono de 6° con un octógono en su parte media.

El modelo de referencia 2 se obtuvo de igual forma que para el modelo de referencia 1, pero en este caso los implantes quedaron colocados de tal forma que entre los implantes mas distales existiera un ángulo de divergencia de 15°, y entre los 2 implantes centrales existiera un ángulo de convergencia de 15°.

5.3.2. Fabricación de las cubetas individuales:

A partir de los modelos de referencia se realizaron duplicados de los mismos para la confección de las cubetas individuales necesarias para la ejecución del estudio. Se utilizó una Silicona de duplicado por adición MATRIX-CAST® (Anaxdent GMBH, Estugarda, Alemania) y una escayola ISO tipo IV (Fuji-Rock, GC EUROPE N.V., Leuven, Alemania) para el modelo duplicado, respetando las instrucciones del fabricante. Sobre el modelo duplicado se aplicó una capa de Modeling Wax (Vertex Dental, Zeist, Holanda), creando un espesor de 2mm en toda la cresta desdentada y en la posición de los implantes se aumentó el espesor de la capa hasta unos 10mm para crear espacio suficiente para las cofias de impresión. Las cubetas se confeccionaron utilizando placas de resina acrílica fotopolimerizable de 3mm de espesor (Light Curing trayplates, Vertex-dental Zeist, Holanda). En todas las cubetas se incorporaron 3 topes internos de forma a facilitar el posicionado de la cubeta manteniendo un espesor uniforme de material de impresión.

Se fabricaron 4 grupos de cubetas según la técnica de impresión a utilizar y para cada uno de los modelos de referencia:

-**Grupo A** - Cubeta perforada no fenestrada en los implantes para una técnica de reposición sobre el modelo de referencia 1.

-**Grupo B** - Cubeta perforada y con ventanas en las posiciones de los implantes para una técnica de arrastre sobre el modelo de referencia 1.

-**Grupo C** - Cubeta perforada no fenestrada en los implantes para una técnica de reposición sobre el modelo de referencia 2.

-**Grupo D** – Cubeta perforada y con ventanas en las posiciones de los implantes para una técnica de arrastre sobre el modelo de referencia 2.

5.3.3. Procedimientos de toma de impresión y obtención de los modelos maestro:

Técnica de impresión

Para este estudio se seleccionaron las técnicas de impresión de reposicionamiento y de arrastre con cofia atornillada. Se desechó el sistema de impresión con cofias de arrastre “pick-up” debido a que su uso es muy sensible al operador y la posición del cuello del implante es determinante para el éxito en su utilización (143). Se seleccionaron las técnicas de reposicionamiento y de arrastre con cofias atornilladas por ser las más ampliamente utilizadas en el mercado odontológico y por no depender del operador para su uso satisfactorio. Son unos aditamentos que es necesario el atornillado sobre el implante para su utilización.

Toma de impresiones:

Los procedimientos de impresión se realizaron en una sala donde las condiciones de humedad y temperatura se encontraban dentro de los siguientes límites 23-25°C y 70-80% humedad relativa.

Todas las impresiones así como todas las positivaciones para obtención de los modelos maestros fueron realizadas por un solo operador.

Para permitir una mejor estandarización de las impresiones, el modelo de referencia se mantuvo estabilizado en una plataforma que incluye 2 tornillos horizontales para mantenerlo inmóvil durante los procedimientos (Banco Articulado, Adeo Services Lezennes Francia).

En todas las cubetas se aplicó en su interior un adhesivo para poliéter (Impregum® adhesive, 3m Espe, St. Paul, EEUU) y se permitió su secado por un período de 15 minutos.

Para todas las impresiones se empleó un poliéter como material de impresión (Impregum® Duosoft, 3m Espe, St. Paul, EEUU).

Se tomaron 5 impresiones para cada grupo como se describe en seguida:

GRUPO A (modelo referencia 1):

a) En primer lugar se conectó en cada implante un coping de impresión de reposición atornillado metálico apretándolo a 15Ncm con la llave dinamométrica del sistema de implantes Klockner Essential® Cone (ref. 10 09 02).

Influencia del paralelismo de los implantes en el comportamiento de dos técnicas de impresión del sistema de implantes Klockner Essential Cone: Técnica de arrastre con cofias atornilladas vs técnica de reposicionamiento.

b) Posteriormente se realizó la prueba de la cubeta preparada con anterioridad.

c) El material de impresión se preparó siguiendo las instrucciones del fabricante y se aplicó directamente alrededor de cada coping en el modelo de referencia así como se rellenó la cubeta individual. Se posicionó la cubeta sobre el modelo, que se mantuvo estable por los topes internos que se habían incorporado a la cubeta. Se esperó el



Figura 21. Técnica de impresión con cofias de reposición.

tiempo de polimerización del material recomendado por el fabricante (6 minutos) y se procedió a la retirada de la impresión.

Una vez fraguado el material de impresión, se desatornilló de cada implante el coping de impresión y se atornilló éste a un análogo de implante Klockner Essential®

Cone (ref.10 09 05). El conjunto análogo-coping se encajó dentro de la impresión en la posición correspondiente.

GRUPO B (modelo referencia 1):

a) se conectó en cada implante un coping de impresión atornillado metálico para arrastre apretándolo a 15Ncm con la llave dinamométrica del sistema de implantes Klockner Essential® Cone (ref. 10 09 03.1).

b) se probó la cubeta preparada previamente preacondicionada con el adhesivo.

c) se procedió a la preparación del material de impresión siguiendo las instrucciones del fabricante y se aplicó directamente alrededor de cada coping en el modelo referencia bien como se rellenó la cubeta individual. Se posicionó la cubeta sobre el modelo, que se mantuvo estable por los topes internos que se habían incorporado. Se esperó el tiempo de polimerización del material recomendado por el fabricante (6 minutos).

d) se desatornilló de cada implante el coping de impresión y se retiró la cubeta del modelo referencia.

e) se encajó en cada coping un análogo de implante Klockner Essential® Cone (ref.10 09 05) y se apretó el tornillo del coping de forma a estabilizar el conjunto análogo-coping.

Todas las impresiones se mantuvieron durante 24 horas en las condiciones de temperatura y humedad relativas anteriormente citadas.



Figura 22. Técnica de impresión de arrastre con cofias atornilladas.

GRUPO C (modelo referencia 2):

a) Se conectó en cada implante un coping de impresión de reposición atornillado metálico apretándolo a 15Ncm con la llave dinamométrica del sistema de implantes Klockner Essential® Cone (ref. 10 09 02).

b) Se probó la cubeta preparada previamente.

c) Se preparó el material de impresión siguiendo las instrucciones del fabricante y se aplicó directamente alrededor de cada coping en el modelo de referencia así como se rellenó la cubeta individual. Se posicionó la cubeta sobre el modelo, que se mantuvo estable por los topes internos que se habían incorporado a la cubeta. Se esperó el tiempo de polimerización del material recomendado por el fabricante (6 minutos) y se procedió a la retirada de la impresión.

Se desatornilló de cada implante el coping de impresión y se atornilló éste a un análogo de implante Klockner Essential® Cone (ref.10 09 05). El conjunto análogo-coping se encajó dentro de la impresión en la posición correspondiente.



Figura 23. Técnica de impresión de reposición en el modelo con implantes disparelos.

GRUPO D (modelo referencia 2):

a) se conectó en cada implante un coping de impresión atornillado metálico para arrastre apretándolo a 15 Ncm con la llave dinamométrica del sistema de implantes Klockner Essential® Cone (ref. 10 09 03.1).

Influencia del paralelismo de los implantes en el comportamiento de dos técnicas de impresión del sistema de implantes Klockner Essential Cone: Técnica de arrastre con cofias atornilladas vs técnica de reposicionamiento.

b) se probó la cubeta preparada previamente preconditionada con el adhesivo.

c) se procedió a la preparación del material de impresión siguiendo las instrucciones del fabricante y se aplicó directamente alrededor de cada coping en el modelo referencia bien como se rellenó la cubeta individual. Se posicionó la cubeta sobre el modelo, que se mantuvo estable por los topes internos que se habían incorporado. Se esperó el tiempo de polimerización del material recomendado por el fabricante (6 minutos).

d) se desatornilló de cada implante el coping de impresión y se retiró la cubeta del modelo referencia.

e) Se encajó en cada coping un análogo de implante Klockner Essential® Cone (ref.10 09 05) y se apretó el tornillo del coping de forma a estabilizar el conjunto análogo-coping.



Figura 24. Técnica de impresión de arrastre con cofias atornilladas en el modelo con implantes disparelos.

Todas las impresiones se mantuvieron durante 24 horas en las condiciones de temperatura y humedad relativas anteriormente citadas.

Modelo maestro:

a) Para la obtención de los modelos maestro se preparó una escayola ISO tipo IV (Fuji-Rock, GC EUROPE N.V., Leuven, Alemania) siguiendo las instrucciones indicadas por el fabricante. La mezcla se hizo en una máquina de vacío (Whip-mix, Louisville, EEUU) durante 1 minuto y se colocó la escayola sobre cada impresión tomada.

b) Se esperó 1 hora (a la temperatura ambiente) para garantizar el fraguado total de la escayola y se procedió a la separación de la impresión del modelo obtenido.

c) Se zocalaron todos los modelos usando un paralelometro de forma y manera que la base de cada modelo estuviese perpendicular al eje de los implantes. Los modelos se agruparon según la técnica de impresión empleada (Grupo A, Grupo B y Grupo C).

5.3.4. Fabricación de las supraestructuras atornilladas:

Se realizaron 2 estructuras metálicas atornilladas sobre cada uno de los modelos de referencia, implantes paralelos e implantes disparalelos mediante el procedimiento convencional de colado de estructuras metálicas para coronas y puentes sobre implantes. Para la confección del encerado de la estructura se emplearon aditamentos prefabricados calcinables de plástico tanto sobre los pilares de prótesis empleados como para la barra.

Sobre el modelo vaciado con análogos de los implantes Klockner Essential® Cone , fijamos los pilares Octacone® 12° (Ref.10.10.14) y sobre estos , atornillamos los calcinables necesarios para confeccionar la barra. Debido a que los calcinables eran muy altos, se rebajaron hasta la altura del tornillo pasante y se unieron entre sí con una barra calcinable redonda (Cendrex + Metaux, Biel, Suiza) sin extensiones distales. La unión se realizó con resina fotopolimerizable de baja contracción Visio Form (3M Espe, St. Paul, EEUU). Para dar la forma definitiva a la barra se utilizó cera de modelar gris THOWAX (Yeti-Dental International GmbH, Engen, Alemania).

Posteriormente se realizó la puesta en cilindro para ser vaciado en revestimiento de alta precisión GC Fujivestsuper (GC EUROPE N.V., Leuven, Alemania) según la técnica convencional de prótesis fija. El colado se realizó en metal semi-precioso Cerapall 2 (Metalor Dental, North Attleboro, EEUU) mediante la técnica de presión y vacío que utiliza la máquina NAUTILUS T (Bego, GmbH, Bremen, Alemania). Una vez enfriado el cilindro de colado se retiró el revestimiento mediante un chorreado con óxido de aluminio de 50µm para eliminar los restos del mismo en el exterior y en el interior de la barra se utilizó perlas de vidrio de 50 µm para no dañar el interior del colado, que será el responsable del ajuste al implante.

Tras eliminar el revestimiento, se comprobó el ajuste de la estructura en el modelo, utilizando el Test de Sheffield (189) que permite comprobar que cuando se atornilla uno de los extremos de los implantes , no existe desajuste en ninguno de los otros implantes que dejamos sin atornillar, considerando que cuando esto se produce, se puede dar por bueno el “ajuste pasivo” de la estructura. Este procedimiento debe llevarse a cabo desde los implantes más distales de cada extremo de la rehabilitación (248). El Test de Sheffield es un método que permite comprobar el ajuste pasivo tanto en el modelo de trabajo como durante la prueba de la estructura en la boca (12).

Posteriormente se procedió al pulido y abrillantado final de la estructura mediante gomas de pulido (Edenta AG, Suiza) y filtros de brillo.

5. 3. 5. Medición de la fiabilidad de los modelos maestro:

Para la medición del espacio o desajuste vertical entre los cuellos de los implantes y la supraestructura, se utilizó un Microscopio electrónico de barrido (SEM) marca Jeol modelo 6400 (JEOL Inc., Peabody, Massachusetts, EEUU), así como un software específico de edición de imágenes Adobe® Photoshop CS4 (Adobe® Systems Inc., California, USA) en el departamento de ciencia de los materiales e ingeniería metalúrgica de la Universidad Politécnica de Cataluña.

Se hicieron 4 fotografías diferentes de cada uno de los implantes en los dos modelos de referencia, de la siguiente manera:

- Fotografía 1: Visión general de cada implante con la supraestructura.
- Fotografía 2: Porción Mesial de cada implante con la supraestructura.
- Fotografía 3: Porción Central de cada implante con la supraestructura.
- Fotografía 4: Porción Distal de cada implante con la supraestructura.

Las fotografías se obtuvieron con aumentos entre 15 y 1000. El operador seleccionaba la mínima ampliación necesaria que permitiera medir el tamaño del espacio o gap. Se procedió a la medición con un software específico Adobe® Photoshop CS4 (Adobe® Systems Inc., California, USA).

Como se obtuvieron imágenes realizadas a distintos aumentos (15-1000) hubo que determinar para cada aumento el factor de multiplicación, es decir saber cuántas micra correspondían a cada píxel para un determinado aumento. Este dato se obtuvo en el programa de edición de imágenes reseñado anteriormente, la barra calibrada de una fotografía, por ejemplo en el caso de una imagen tomada a 15 aumentos, la barra de escala tiene 4000 micra de longitud y equivale a 501 píxel, estableciendo la relación entre ellos (4000/501) se obtendría un valor para cada píxel de 7,98 micra.

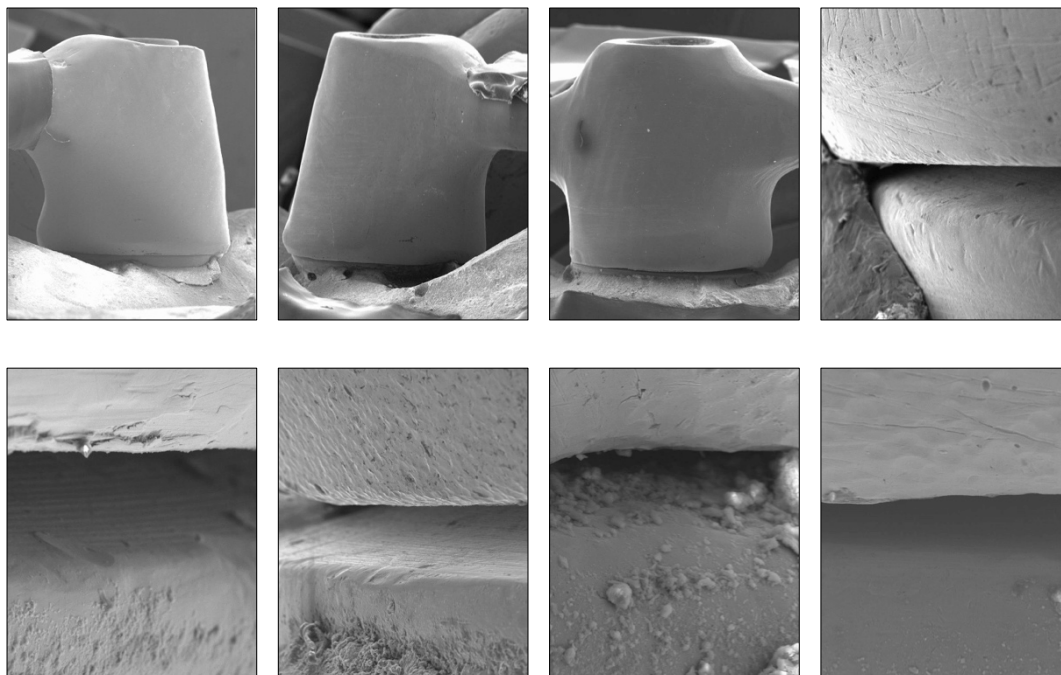


Figura 25. Imágenes de microscopía que muestran el desajuste existente entre la estructura de control y el cuello de los implantes.

Se obtuvieron mediciones en tres puntos para cada pilar o implante, mesial, central y distal. Se tomó como valor del desajuste final la media de los tres registros resultantes.

5.4 Análisis estadístico.

Estadística descriptiva:

Para la estadística descriptiva, se usa el estadístico de tendencia central MEDIA para valorar el gap existente entre la estructura atornillada y cada uno de los implantes, y como estadístico de dispersión se usa la desviación típica. Dado que existió una gran asimetría de las medidas se emplea la MEDIANA para la estadística inferencial.

Estadística inferencial:

Para valorar las diferencias entre los grupos A, B, C y D se analizó mediante el test de Kruskal-Wallis para muestras independientes y el test de Wilcoxon para muestras apareadas. Se empleó el test de U Mann Whitney para la comparación entre grupos.

5.5 Resultados.

Los resultados tras el análisis de microscopía se muestran en la siguiente tabla.

Tabla 18 . Distancia media en μm (micra) para cada uno de los grupos.

| | |
|--|---------|
| A - Paralelos . Tec. cerrada | 12,4347 |
| B - Paralelos. Tec. abierta | 38,4058 |
| C - Disparalelos. Tec. cerrada | 41,6953 |
| D - Disparalelos. Tec. abierta | 95,935 |
| Modelo de referencia paralelos | 8,963 |
| Modelo de referencia disparalelos | 17,031 |

Tabla 19. Medidas en μm (micra)

| | | Estadístico | Error típico |
|-----------------------------------|--------------|-------------|--------------|
| A - Paralelos . Tec. cerrada | Media | 12,4347 | 4,314 |
| | Desv. típica | 33,42 | |
| | Mínimo | ,00 | |
| | Máximo | 195,21 | |
| B - Paralelos. Tec. abierta | Media | 38,4058 | 8,309 |
| | Desv. típica | 64,367 | |
| | Mínimo | ,00 | |
| | Máximo | 272,02 | |
| C - Disparalelos. Tec. cerrada | Media | 41,6953 | 6,669 |
| | Desv. típica | 51,658 | |
| | Mínimo | ,00 | |
| | Máximo | 181,09 | |
| D - Disparalelos. Tec. abierta | Media | 95,935 | 19,70 |
| | Desv. típica | 152,617 | |
| | Mínimo | ,00 | |
| | Máximo | 661,68 | |
| Modelo de referencia paralelos | Media | 8,963 | 3,62 |
| | Desv. típica | 12,551 | |
| | Mínimo | ,00 | |
| | Máximo | 33,54 | |
| Modelo de referencia disparalelos | Media | 17,031 | 8,11 |
| | Desv. típica | 28,122 | |
| | Mínimo | ,00 | |
| | Máximo | 75,36 | |

Capítulo V – Estudio II

Influencia del paralelismo de los implantes en el comportamiento de dos técnicas de impresión del sistema de implantes Klockner Essential Cone: Técnica de arrastre con cofias atornilladas vs técnica de reposicionamiento.

| | P25 | P50 | P75 | |
|--|-------|---------|----------|----------|
| A - (paralelo-técnica cerrada) | ,0000 | ,0000 | 6,4401 | NDS |
| B - (paralelo-abierta) | ,0000 | ,0000 | 58,2304 | P=0,004 |
| C - (disparalelo-técnica cerrada) | ,0000 | 17,0066 | 81,1624 | P<0,0005 |
| D - (disparalelo-técnica abierta) | ,0000 | 18,6826 | 109,7602 | P<0,0005 |
| Modelo referencia paralelo | ,0000 | 3,4749 | 14,4356 | |
| Modelo referencia disparalelo | ,0000 | 3,8323 | 25,6287 | |

Tabla 20. Distribución por Cuartiles.

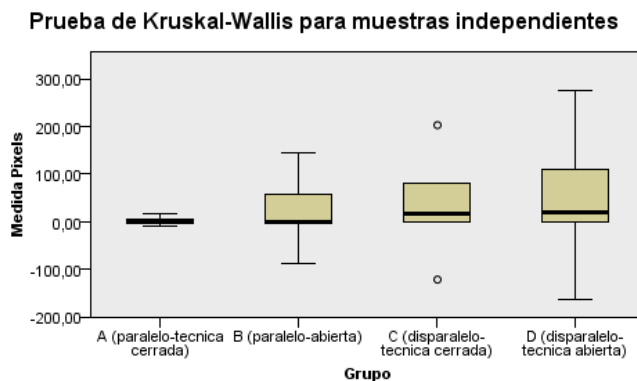


Figura 26. En el gráfico de caja y bigote se observa la correlación entre los grupos de registros.

Cualquier técnica de impresión sobre implantes paralelos ofrece mejor resultado que sobre implantes disparalelos, siendo la técnica de reposición o con cubeta cerrada la que ofrece mejores datos en ambos casos. El comportamiento de las técnicas de impresión es peor cuando estas se aplican sobre implantes disparalelos, sin existir diferencias estadísticamente significativas entre las dos técnicas de impresión.

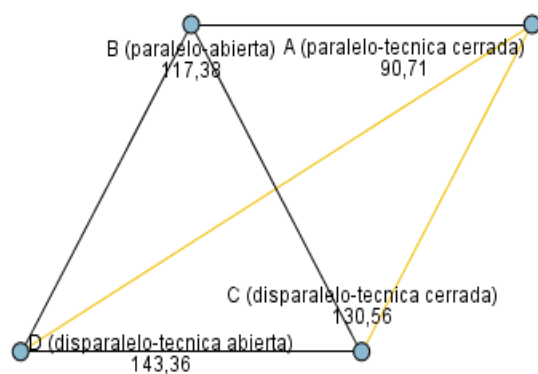


Figura 27. Comparaciones de parejas por grupo: cada nodo muestra el rango muestral de promedio. En el color amarillo se muestran las relaciones significativas.

| Muestra 1-Muestra 2 | Prueba Estadístico | Estándar. Error | Desv. Prueba Estadístico | Sig. | Sig. ajust. |
|---|--------------------|-----------------|--------------------------|------|-------------|
| A (paralelo-tecnica cerrada)-B (paralelo-abierta) | -26,667 | 11,898 | -2,241 | ,025 | ,150 |
| A (paralelo-tecnica cerrada)-C (disparalelo-tecnica cerrada) | -39,850 | 11,898 | -3,349 | ,001 | ,005 |
| A (paralelo-tecnica cerrada)-D (disparalelo-tecnica abierta) | -52,650 | 11,898 | -4,425 | ,000 | ,000 |
| B (paralelo-abierta)-C (disparalelo-tecnica cerrada) | -13,183 | 11,898 | -1,108 | ,268 | 1,000 |
| B (paralelo-abierta)-D (disparalelo-tecnica abierta) | -25,983 | 11,898 | -2,184 | ,029 | ,174 |
| C (disparalelo-tecnica cerrada)-D (disparalelo-tecnica abierta) | -12,800 | 11,898 | -1,076 | ,282 | 1,000 |

Tabla 21. Cada fila comprueba la hipótesis nula que las distribuciones de la muestra 1 y 2 son iguales. $p=0,05$.

A nivel de microscopía se encontró un desajuste de 8,93 micra para el caso de la estructura confeccionada sobre implantes paralelos y de 17,031 sobre implantes disparalelos. En ambos casos se evaluó el ajuste de forma clínica mediante el test de Sheffield, dándose por buenas las dos estructuras.

Capítulo V – Estudio II

Influencia del paralelismo de los implantes en el comportamiento de dos técnicas de impresión del sistema de implantes Klockner Essential Cone: Técnica de arrastre con cofias atornilladas vs técnica de reposicionamiento.

5.6 Conclusiones.

1. Los modelos duplicados obtenidos sobre modelos de referencia con implantes disparalelos muestran un peor ajuste de las estructuras, lo que implica un peor comportamiento de las técnicas de impresión cuando estas se realizan sobre implantes con un cierto grado de disparalelismo.
2. El ajuste pasivo de las estructuras es mejor cuando se utilizan técnicas de impresión de reposicionamiento, es decir con cubeta cerrada y cofias de reposicionamiento.
3. El ajuste pasivo de las estructuras es mejor cuando se registran implantes que están paralelos en el modelo de referencia.
4. Desajustes de 17,031 micras a nivel microscópico pueden pasar desapercibidas a nivel clínico. La hipótesis nula de este estudio ha sido rechazada. Se han detectado diferencias estadísticamente significativas en función del disparalelismo de los implantes.

Capítulo V – Estudio II

Influencia del paralelismo de los implantes en el comportamiento de dos técnicas de impresión del sistema de implantes Klockner Essential Cone: Técnica de arrastre con cofias atornilladas vs técnica de reposicionamiento.

6. Estudio III

FIABILIDAD DEL SISTEMA DE VAINAS PARA LA CONFECCIÓN DEL MODELO MAESTRO PARA IMPLANTES KLOCKNER ESSENTIAL CONE. MODELOS CON ANÁLOGOS DE LABORATORIO VS MODELOS CON ANALÓGOS DE LABORATORIO Y VAINAS.

6.1 Justificación.

Como se ha descrito anteriormente, la transferencia de la posición tridimensional exacta de los implantes al modelo maestro es particularmente importante en los procedimientos de prótesis sobre implantes y de ellos dependerá el resultado de nuestro tratamiento (14). Asimismo, el vaciado de la impresión resulta en otro paso de importancia relevante de forma que su precisión contribuirá a la no transferencia de errores al modelo de trabajo que puedan afectar el ajuste pasivo de las estructuras implantosoportadas a confeccionar (119).

Los requisitos para lograr un correcto positivado de una impresión sobre implantes son: - alta precisión de la impresión, - selección de materiales adecuados, - apropiada técnica de vaciado (221, 222, 228).

La literatura que valore la precisión de las técnicas de vaciado o del material empleado no es amplia, sin embargo, existe algún consenso en afirmar que dentro de los materiales disponibles, las escayolas ISO tipo IV son el material de elección, por su baja expansión lineal volumétrica (132), aunque algunas publicaciones han valorado igualmente la precisión de las resinas epoxi (sufren contracción de polimerización) de las escayolas ISO tipo III (expansión moderada) o tipo V (expansión alta) (224, 228, 229).

Chang y cols. (2012) no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el uso de dos diferentes materiales de positivado (escayola tipo III y escayola tipo IV) en un modelo experimental de 5 implantes en una arcada desdentada (229). Sin embargo, Wise y cols. (2001) verificaron que el ajuste pasivo solo se logró cuando los modelos obtenidos se positivaron con una escayola tipo IV de muy baja expansión (228).

Con respecto a la técnica de positivado, apenas existe información disponible, aunque algunos autores han descrito algunas técnicas para minimizar el efecto de la variación dimensional durante el fraguado del material de impresión (211, 230). Del'Acqua y cols. (2008) compararon el positivado convencional con escayola ISO tipo IV con otras dos técnicas. Una primera consistía en usar unos tubos de látex alrededor de los análogos de los implantes, que posteriormente eran retirados cuando la escayola empezaba a fraguar. La otra consistió en ferulizar con acrílico los análogos de los implantes de forma previa al positivado. Los autores concluyeron que la técnica más precisa fue la que empleo tubos de látex, y que la técnica de ferulizado no aportó mayor fiabilidad a los modelos obtenidos (14).

En el sistema de implantes Klockner Essential® Cone (KLOCKNER S.A., Barcelona, España) existe disponible un aditamento (vaina) que permite extraer la réplica del modelo y reposicionarla sin perder su posición inicial, con el fin de facilitar al técnico de laboratorio el trabajo en las zonas interproximales y de difícil acceso. El plano anti-rotatorio de la replica y de la vaina posibilita que la réplica tenga una única posición, asegurando su correcto reposicionamiento. Otra ventaja que ofrece la vaina es que permite recuperar las replicas de los modelos de una forma fácil y rápida.

No existe ninguna información en la literatura sobre la fiabilidad de modelos positivados con la inclusión de la vaina en los análogos de implante. Resulta por lo tanto fundamental comprobar su eficacia e influencia en la precisión de los modelos.

El objetivo principal de este estudio in vitro fue el de validar el uso de la vaina como aditamento fiable a la hora de construir un modelo maestro duplicado. La hipótesis nula es que **no existen diferencias estadísticamente significativas entre las dos técnicas de vaciado (con y sin vaina) en cuanto a la transferencia de posición de los implantes a un modelo maestro.**

6.2 Objetivos.

Principal:

Valorar la fiabilidad de la técnica con vainas para la construcción de modelos para el tratamiento con implantes Klockner Essential Cone.

Secundarios:

1. Valorar si la construcción de modelos de trabajo con análogos de implantes del sistema Klockner Essential Cone es una técnica fiable.
2. Valorar cual de las dos técnicas de construcción de modelos de trabajo del sistema de implantes Klockner Essential Cone es mas fiable: técnica con análogos de laboratorio vs técnica con vainas junto con análogos de laboratorio.

6.3 Material y método.

6.3.1. Fabricación del modelo de referencia:

Es un estudio in vitro que se basa en la comparación de las distancias existentes entre los centros de los implantes colocados en modelos maestro, réplica de un modelo de referencia, con respecto a las existentes en el modelo referencia.

El modelo de referencia se fabricó a partir de una mandíbula desdentada en una resina poliuretánica POLIUROCK® (Metalor Technologies S.A Neuchatel, Suiza) e incluía 4 implantes Klockner Essential® Cone de 4mm de diámetro y 10mm de longitud, con una plataforma de 4,5mm y un cuello pulido de 1,5mm. Los implantes se colocaron paralelos entre si y en la región intermentoniana, con el hombro del implante en una posición supragingival, quedando sumergida en la resina toda la superficie rugosa, dejando expuesto el cuello pulido del implante. La conexión protésica de este sistema de implantes consiste en una conexión interna formada por un doble cono de 6° con un octógono en su parte media.

La referencia para las mediciones fue el centro de cada implante, localizado con la ayuda de un microscopio óptico Leica S8 APO (Leica Microsystems, Alemania), así como un software específico (Leica Qwin, Leica Imaging Systems, Cambridge, Inglaterra) .

6.3.2. Fabricación de las cubetas individuales:

A partir del modelo de referencia se realizó un duplicado del mismo para la confección de las cubetas individuales necesarias para la ejecución del estudio. Se utilizó una Silicona de duplicado por adición MATRIX-CAST® (Anaxdent GMBH, Stuttgart) y una escayola ISO tipo IV (Fuji-Rock, GC EUROPE N.V., Leuven, Germany) para el modelo duplicado, respetando las instrucciones del fabricante. Sobre el modelo duplicado se aplicó una capa de Modeling Wax (Vertex Dental Netherlands), creando un espesor de 2mm en todo el reborde y en la posición de los implantes se aumentó el espesor de la capa hasta unos 10 mm de forma a crear espacio suficiente para las cofias de impresión. Las cubetas se confeccionaron utilizando placas de resina acrílica fotopolimerizable de 3mm de espesor (Light Curing trayplates, Vertex-dental Netherlands). En todas las cubetas se incorporaron 3 topes internos de forma a facilitar el posicionado de la cubeta. Se confeccionaron un total de 20 cubetas.

6.3.3. Procedimientos de toma de impresión y obtención de los modelos maestro:

Toma de impresiones:

Los procedimientos de impresión se realizaron en una sala donde las condiciones de humedad y temperatura se encontraban dentro de los siguientes límites 23-25°C y 70-80% humedad relativa.

Todas las impresiones así como todas las positivaciones para obtención de los modelos maestros fueron realizadas por un solo operador.

Para permitir una mejor estandarización de las impresiones, el modelo de referencia se mantuvo estabilizado en una plataforma que incluye 2 tornillos horizontales para mantenerlo inmóvil durante los procedimientos (Banco Articulado, Adeo Services Lezennes Francia.

En todas las cubetas se aplicó en su interior un adhesivo para poliéter (Impregum® adhesive, 3m Espe, St. Paul, EEUU) y se permitió su secado por un período de 15 minutos.

Para todas las impresiones se empleó un poliéter como material de impresión (Impregum® Duosoft, 3m Espe, St. Paul, EEUU).

Se realizó una marcación de las cubetas individuales: Cubetas A numerándolas de 1 a 20 y B numerándolas de 1 a 20.

Se tomaron 20 impresiones para cada grupo (un total de 40 impresiones): Se conectó un coping de impresión atornillado metálico (técnica de arrastre con cubeta fenestrada) para cubeta abierta a 15Ncm con el uso de una llave dinamométrica calibrada y se probó la cubeta preparada previamente. Se procedió a la preparación del material de impresión siguiendo las instrucciones del fabricante (Impregum® Duosoft, 3M ESPE, St. Paul, EEUU). El material de impresión se colocó en la cubeta, y al mismo tiempo en una jeringa



Figura 28. Preparación de la impresión para el vaciado.

que se usó para depositar material alrededor de cada coping del modelo referencia, seguido por la colocación inmediata de la cubeta cargada con el material de impresión. Se colocó la cubeta sobre el modelo con una ligera presión durante 1 minuto manteniéndose estable por los topes internos. Se permitió al material fraguar por un periodo de 6 minutos desde el tiempo del inicio de mezclado y se procedió a la remoción de la impresión. Se

dividieron las impresiones al azar en dos grupos, en función de la técnica de vaciado que se iba a utilizar:

Grupo A (20 impresiones): Se encajó en cada cofia un análogo de implante y se atornilló el tornillo de la cofia para estabilizar el conjunto análogo-cofia.



Figura 29. Colocación del complejo vaina-análogo en la cofia de impresión.

Grupo B (20 impresiones): Se encajó cada análogo de implante dentro de una vaina, y el conjunto análogo/vaina se encajó en cada cofia y se atornilló el tornillo de la cofia para estabilizar el conjunto análogo/vaina-cofia.

Modelo maestro:

Para la obtención de los modelos maestro se preparó una escayola ISO tipo IV (Fuji-Rock, GC EUROPE N.V., Leuven, Alemania) siguiendo las instrucciones indicadas por el fabricante. La mezcla se hizo en una máquina de vacío (Whip-mix, Louisville, EEUU) durante 1 minuto y se colocó la escayola sobre cada impresión tomada.

Se esperó 1 hora (a la temperatura ambiente) para garantizar el fraguado total de la escayola y se procedió a la separación de la impresión del modelo obtenido.

Se zocalaron todos los modelos usando un paralelometro de forma y manera que la base de cada modelo estuviese perpendicular al eje de los implantes y que la parte inferior del modelo quedara paralela a un plano que uniera la parte coronal de los implantes y se agruparon según la técnica de vaciado empleada. Todo el procedimiento fue realizado por un solo operador.

6. 3. 4. Medición de la fiabilidad de los modelos maestro:

Se utilizó un estéreo-microscopio Leica S8 APO (Leica Microsystems, Wetzlar, Alemania), así como un software específico (Leica Qwin, Leica Imaging Systems, Cambridge, Inglaterra). La capacidad de medición del microscopio es de $<1\mu\text{m}$.

Para la medición de las distancias horizontales entre los implantes se trazaron dos líneas paralelas que contactaron con

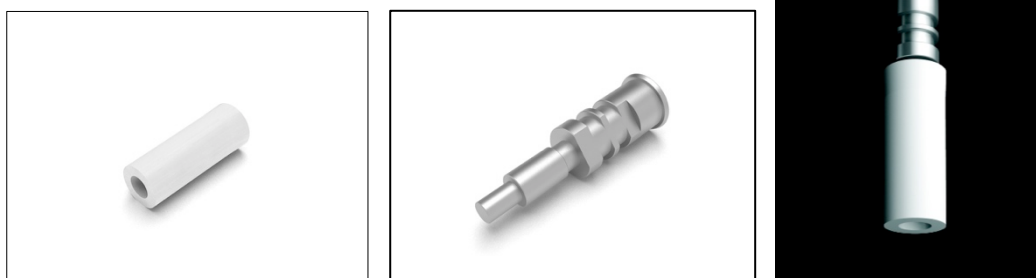


Figura 30. Sistema de análogo de laboratorio - vaina para la confección de modelos sobre implantes Klockner Essential Cone.

la circunferencia en un mismo punto de cada implante. Como conocemos que el diámetro interno de los implantes mide 3.4mm, para hallar la distancia de centro de implante a centro de implante (distancia X), restamos r_1 y r_2 a la distancia Y (figura 31).

Se tomaron 3 fotos del modelo de referencia y de cada uno de los 40 modelos maestros.:

- Foto 1: Distancia a-b
- Foto 2: Distancia b-c
- Foto 3: Distancia c-d

Se midieron las distancias interimplante de los tramos a-b, b-c y c-d (figura 32) tanto en el modelo de referencia como en los modelos maestros.

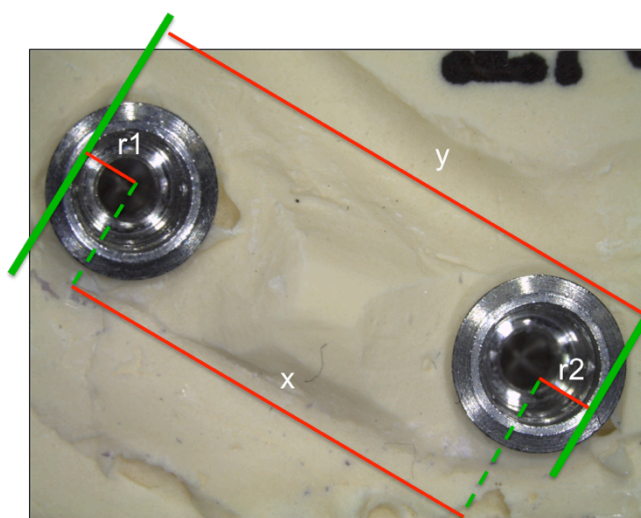


Figura 31. Cálculo de la distancia entre implantes.

Para calibrar la capacidad de medición en este estudio, se midieron las distancias entre los implantes presentes en el modelo de referencia 15 veces. La media obtenida fue la referencia para la comparación con las mismas mediciones registradas en los modelos maestros duplicados. En

cada modelo maestro se registraron

las mismas distancias 10 veces entre el centro de las replicas de implantes y se comparó con las medidas obtenidas en el modelo de referencia.

En cada grupo se tomaron las mediciones correspondientes entre los 4 implantes y se repitieron 10 veces, registrando la media como medida final. Se valoró el grado de distorsión relativa entre modelo referencia y los modelos duplicados, relacionando la técnica de impresión empleada con la causa de la mayor o menor distorsión. Esto ha sido posible gracias a que las demás variables involucradas (material de impresión, condiciones de temperatura y humedad y variaciones en el operador) estaban controladas y presentes de igual forma en los 2 grupos del estudio.

Se realizaron fotografías de cada modelo mediante una Cámara SLR Canon 450 con un objetivo Macro y un Flash anular acoplado (Canon Inc. Japón). El microscopio fue calibrado previo al comienzo de realización de las medidas. La calibración del microscopio se hizo para cada

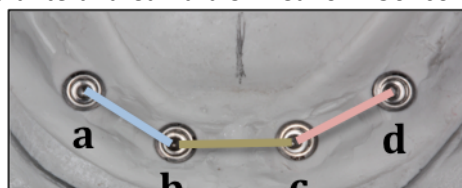


Figura 32. Segmentos a medir.

fotografía mediante una regla de tres, conociendo que el diámetro del implante era de

4,5mm.

Para la medición de las distancias horizontales entre los implantes se trazaron dos líneas paralelas que contactaron con la circunferencia en un mismo punto de cada implante. Como conocemos que el diámetro interno de los implantes mide 3.4mm, para hallar la distancia de centro de implante a centro de implante (distancia X), restamos r_1 y r_2 a la distancia Y.

6.3.5 Documentación de la ejecución del estudio

Se tomaron registros fotográficos de las distintas fases del estudio con una cámara réflex digital SLR y un objetivo Macro con un Flash anular acoplado, con el objetivo de documentar el estudio. Asimismo se tomaron fotografías de las imágenes obtenidas en el microscopio usando una cámara digital acoplada al microscopio.

6.4 Análisis estadístico.

Tras el correspondiente análisis descriptivo se usó el coeficiente de variación para analizar la consistencia de los datos y conocer si era posible la utilización de la media como dato final de todos los valores hallados para cada tramo y en cada grupo.

El coeficiente de variación se define como la variación porcentual del error estándar. En función de su valor en porcentaje irá en un rango desde muy preciso a poco preciso, como se muestra en la tabla adjunta.

Tabla 22. Tabla que muestra los grados de precisión del coeficiente de variación.

| | |
|----------|---------------------|
| 7<% | Muy preciso |
| 8 -14% | Precisión aceptable |
| 15 - 20% | Precisión regular |
| >20% | Poco precisa |

Se uso el test de Shapiro-Wilk para asegurar que existía una distribución normal y un test T de Student para la comparación de las medias del grupo A y del grupo B con el modelo de referencia.

6.5 Resultados

En cuanto al coeficiente de variación, en nuestro análisis se encontró que el coeficiente de variación en todos los casos era menor al 1,2% por lo tanto los datos se consideraron muy precisos y era licito trabajar con medias. El 99% estaban por debajo de 1. Luego las determinaciones se pueden considerar muy precisas.

Se realizaron las medias de cada medición del modelo de referencia y de los modelos duplicados. Se volvió a realizar la estadística descriptiva de las medias y se observó que el coeficiente de variación cuando se utilizan las medias, era del 1,1 % para el segmento a-b, menor del 1% para el b-c, y del 1,0% para el tramo c-d, en todos los casos un coeficiente de variación muy preciso.

Tabla 23 . Distancias en milímetros entre los diferentes segmentos para cada uno de los modelos.

| | Modelo referencia | d.t. | Sin vaina | d.t. | Con vaina | d.t |
|---------------|-------------------|-------|-----------|-------|-----------|-------|
| Distancia a-b | 11,883 | 0,017 | 11,933 | 0,128 | 11,735 | 0,134 |
| Distancia b-c | 13,013 | 0,023 | 13,436 | 0,122 | 13,188 | 0,102 |
| Distancia c-d | 12,203 | 0,019 | 12,442 | 0,130 | 12,203 | 0,114 |

La distancia a-b fue de 11.883mm para el modelo de referencia, 11.933mm para el modelo sin vainas y 11.735mm para el modelo con vainas. La distancia b-c fue de 13.013mm para el modelo de referencia, 13.436mm para el modelo sin vainas y 13.188mm para el modelo con vainas y la distancia c-d fue de 12.203mm para el modelo de referencia, 12.442mm para el modelo sin vainas y 12.203mm para el modelo con vainas. Observamos que las mediciones del grupo B son más parecidas a las mediciones del modelo de referencia. Prácticamente todas las diferencias fueron significativas menos la distancia a-b del grupo A y la distancia c-d del grupo B.

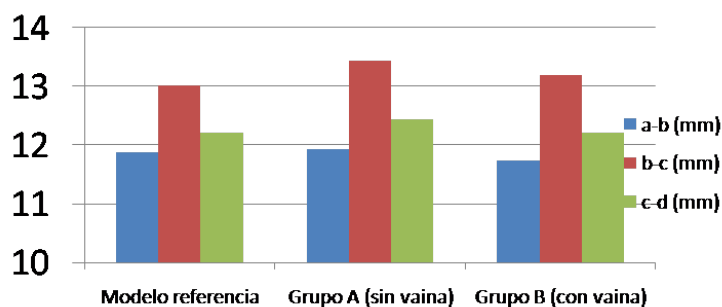


Figura 33. Gráfico de barras que muestra las distancias por segmentos de cada uno de los grupos de estudio.

Tabla 24. Estadístico de contraste entre los grupos A y B.

| GRUPO A | GRUPO B |
|--|---|
| DISTANCIA a-b <p>No hay diferencias estadísticamente significativas.</p> | DISTANCIA a-b <p>P<0,0005 Diferencias estadísticamente significativas (-0,08 límite superior a -0,020 límite inferior)</p> |
| DISTANCIA b-c <p>P<0,0005 Diferencias estadísticamente significativas (0,36 límite inferior a 0,48 límite superior)</p> | DISTANCIA b-c <p>P<0,0005 Diferencias estadísticamente significativas (0,13 límite inferior a 0,22 límite superior) .</p> |
| DISTANCIA c-d <p>P<0,0005 Diferencias estadísticamente significativas (0,18 límite inferior a 0,30 límite superior)</p> | DISTANCIA c-d <p>No hay diferencias estadísticamente significativas.</p> |

Los resultados obtenidos muestran un muy buen comportamiento de ambos sistemas de elaboración de modelos maestros. Los datos muestran un ligero mejor comportamiento en el caso del uso de vainas para la sujeción de los análogos de laboratorio o replicas de los implantes. Cabe reseñar que en todos los casos, si bien mínima, siempre existe una diferencia entre el modelo de referencia y el segmento a valorar. Se desconoce la repercusión clínica de estos datos, si que son una alerta para realizar un trabajo meticuroso,

ya que siempre se arrastrará a otras fases del tratamiento un pequeño porcentaje de error de manera inevitable.

6.6 Conclusiones

1. La técnica con vainas permite menos error a la hora de construir el modelo maestro para el uso del sistema de implantes Klockner Essential Cone.
2. El uso de análogos convencionales aporta un error mínimo en la construcción de modelos de trabajo con el sistema de implantes Klockner Essential Cone.
3. La técnica de construcción del modelo maestro con vainas ha demostrado en este estudio ser más fiable que el uso de análogos convencionales.

7. Estudio IV

ESTUDIO DE LA FIABILIDAD DEL USO DE VAINAS PARA LA CONSTRUCCIÓN DE UN MODELO MAESTRO CON EL SISTEMA DE IMPLANTES KLOCKNER ESSENTIAL® CONE. VALORACIÓN DEL DETERIORO.

7.1 Justificación.

En el estudio previo se pudo comprobar la fiabilidad del uso de un sistema de vainas para la construcción de los modelos maestros en la fase de prótesis del sistema de implantes Klockner Essential Cone, que permite la recuperación de análogos del implante sin tener que destruir el modelo. El uso de vainas permite desde un punto de vista práctico un ahorro de costes a la clínica y al laboratorio, pues permite recuperar las vainas sin destruir modelos, práctica ventajosa para la consulta en un tratamiento cada día mas extendido en la clínica diaria.

Otro objetivo de la vaina es el de facilitar al técnico de laboratorio el trabajo en las zonas interproximales y de difícil acceso. El plano anti-rotatorio de la réplica y de la vaina posibilita que la réplica tenga una única posición, asegurando su correcto reposicionamiento.

La manipulación reiterada del conjunto vaina-análogo puede ocasionar su deterioro con la consecuente pérdida de fiabilidad de los modelos de trabajo.

El objetivo principal de este estudio in vitro fue el de valorar el efecto de la manipulación del conjunto vaina-análogo tras la reposición del análogo en la vaina de forma repetida (10 veces). La hipótesis nula es que **no existen diferencias estadísticamente significativas en la posición de los implantes de laboratorio, tras la manipulación.**

7.2 Objetivos

Principal:

Valorar la fiabilidad de los modelos de trabajo contruidos con la técnica de vainas, tras el uso reiterado de estas.

Secundario:

Valorar si la manipulación repetida de las réplicas en las vainas altera la distancia entre los implantes de laboratorio.

7.3 Material y método.

7.3.1. Fabricación del modelo de referencia:

Es un estudio in vitro que se basa en la comparación de las distancias existentes entre los centros de los implantes colocados en modelos maestro, replica de un modelo de referencia, con respecto a las existentes en el modelo referencia.

El modelo de referencia se fabricó a partir de una mandíbula desdentada en una resina poliuretánica POLIUROCK® (Metalor Technologies S.A Neuchatel, Suiza) e incluía 4 implantes Klockner Essential® Cone de 4mm de diámetro y 10mm de longitud, con una plataforma de 4,5mm y un cuello pulido de 1,5mm. Los implantes se colocaron paralelos entre si y en la región intermentoniana, con el hombro del implante en una posición supragingival, quedando sumergida en la resina toda la superficie rugosa, dejando expuesto el cuello pulido del implante. La conexión protésica de este sistema de implantes consiste en una conexión interna formada por un doble cono de 6° con un octógono en su parte media.

La referencia para las mediciones fue el centro de cada implante, localizado con la ayuda de un microscopio óptico Leica S8 APO (Leica Microsystems, Alemania), así como un software específico (Leica Qwin, Leica Imaging Systems, Cambridge, Inglaterra) .

7.3.2. Fabricación de las cubetas individuales:

A partir del modelo de referencia se realizó un duplicado del mismo para la confección de las cubetas individuales necesarias para la ejecución del estudio. Se utilizó

una Silicona de duplicado por adición MATRIX-CAST® (Anaxdent GMBH, Estugarda, Alemania) y una escayola ISO tipo IV (Fuji-Rock, GC EUROPE N.V., Leuven, Alemania) para el modelo duplicado, respetando las instrucciones del fabricante. Sobre el modelo duplicado se aplicó una capa de Modeling Wax (Vertex Dental, Zeist, Holanda), creando un espesor de 2mm en toda la cresta desdentada y en la posición de los implantes se aumentó el espesor de la capa hasta unos 10 mm para crear espacio suficiente para las cofias de impresión. Las cubetas se confeccionaron utilizando placas de resina acrílica fotopolimerizable de 3mm de espesor (Light Curing trayplates, Vertex-dental Zeist, Holanda). En todas las cubetas se incorporaron 3 topes internos para facilitar el posicionado de la cubeta manteniendo un espesor uniforme de material de impresión.

7.3.3. Procedimientos de toma de impresión y obtención de los modelos maestro:

Toma de impresiones:

Los procedimientos de impresión se realizaron en una sala donde las condiciones de humedad y temperatura se encontraban dentro de los siguientes límites 23-25°C y 70-80% humedad relativa.

Todas las impresiones así como todas las positivaciones para obtención de los modelos maestros fueron realizadas por un solo operador.

Para permitir una mejor estandarización de las impresiones, el modelo de referencia se mantuvo estabilizado en una plataforma que incluye 2 tornillos horizontales para mantenerlo inmóvil durante los procedimientos (Banco Articulado, Adeo Services Lezennes Francia).

En todas las cubetas se aplicó en su interior un adhesivo para poliéter (Impregum® adhesive, 3m Espe, St. Paul, EEUU) y se permitió su secado por un período de 15 minutos. Para todas las impresiones se empleó un poliéter como material de impresión (Impregum® Duosoft, 3m Espe, St. Paul, EEUU).

Se realizó una marcación de las cubetas individuales numerándolas de 1 a 20 .

Se realizaron las 20 impresiones conectando un coping de impresión atornillado metálico (técnica de arrastre con cubeta fenestrada) para cubeta abierta a 15Ncm con el uso de una llave dinamométrica calibrada y se probó la cubeta preparada previamente. Se procedió a la preparación del material de impresión siguiendo las instrucciones del fabricante (Impregum® Duosoft, 3M ESPE, St. Paul, EEUU). El material de impresión se

colocó en la cubeta, y al mismo tiempo en una jeringa que se usó para depositar material alrededor de cada coping del modelo referencia, seguido por la colocación inmediata de la cubeta cargada con el material de impresión. Se colocó la cubeta sobre el modelo con una ligera presión durante 1 minuto manteniéndose estable por los topes internos. Se permitió al material fraguar por un periodo de 6 minutos desde el tiempo del inicio de mezclado y se procedió a la remoción de la impresión.

Se encajó cada análogo de implante dentro de una vaina, y el conjunto análogo/vaina se encajó en cada cofia y se atornilló el tornillo de la cofia para estabilizar el conjunto análogo/vaina-cofia.

Modelo maestro:

Para la obtención de los modelos maestro se preparó una escayola ISO tipo IV (Fuji-Rock, GC EUROPE N.V., Leuven, Alemania) siguiendo las instrucciones indicadas por el fabricante. La mezcla se hizo en una máquina de vacío (Whip-mix, Louisville, EEUU) durante 1 minuto y se colocó la escayola sobre cada impresión tomada.

Se esperó 1 hora (a la temperatura ambiente) para garantizar el fraguado total de la escayola y se procedió a la separación de la impresión del modelo obtenido.

Se zocalaron todos los modelos usando un paralelometro de forma y manera que la base de cada modelo estuviese perpendicular al eje de los implantes y que la parte inferior del modelo quedara paralela a un plano que uniera la parte coronal de los implantes y se agruparon según la técnica de vaciado empleada. Todo el procedimiento fue realizado por

un solo operador.



Figura 34. Imágenes que muestran la remoción del análogo del interior de la vaina en un modelo.

Manejo del conjunto vaina-análogo del implante:

En los modelos maestros se expusieron las réplicas/vaina (parte inferior del modelo) para poder desencajar los análogos del implante del modelo. Se extrajeron las réplicas del

modelo (implantes a, b, c y d) y se volvieron a reposicionar. Se repitió este proceso con cada replica un total de 10 veces.

Se realizaron 3 fotos por cada modelo. Foto de los segmentos a-b, b-c y c-d y se procedió a la medición.

7. 3. 4. Medición de la fiabilidad de los modelos maestro:

Se utilizó un estéreo-microscopio Leica S8 APO (Leica Microsystems, Wetzlar, Alemania), así como un software específico (Leica Qwin, Leica Imaging Systems, Cambridge, Inglaterra). La capacidad de medición del microscopio es menor de $1\mu\text{m}$.

Para la medición de las distancias horizontales entre los implantes se trazaron dos líneas paralelas que contactaron con la circunferencia en un mismo punto de cada implante. Como conocemos que el diámetro interno de los implantes mide 3.4mm, para hallar la distancia de centro de implante a centro de implante (distancia X), restamos r_1 y r_2 a la distancia Y (figura 35).

Se tomaron 3 fotos del modelo de referencia y de cada uno de los 40 modelos maestros.:

- Foto 1: Distancia a-b
- Foto 2: Distancia b-c
- Foto 3: Distancia c-d

Se midieron las distancias interimplante de los tramos a-b, b-c y c-d tanto en el modelo de referencia como en los modelos maestros.

Para calibrar la capacidad de medición en este estudio, se midieron las distancias entre los implantes presentes en el modelo de referencia 15 veces. La media obtenida fue la referencia para la comparación con las mismas mediciones registradas en los modelos maestros duplicados. En cada modelo maestro se registraron las mismas distancias 10 veces entre el centro de las replicas de implantes y se comparó con las medidas obtenidas en el modelo de referencia.

En cada grupo se tomaron las mediciones correspondientes entre los 4 implantes y se repitieron 10 veces, registrando la media como medida final. Se valoró el grado de distorsión relativa entre modelo referencia y los modelos duplicados, relacionando la técnica de impresión empleada con la causa de la mayor o menor distorsión. Esto ha sido posible gracias a que las demás variables involucradas (material de impresión, condiciones de

temperatura y humedad y variaciones en el operador) estaban controladas y presentes de igual forma en los 2 grupos del estudio.

Se realizaron fotografías de cada modelo mediante una Cámara SLR Canon 450 con un objetivo Macro y un Flash anular acoplado (Canon Inc. Japón). El microscopio fue calibrado previo al comienzo de realización de las medidas. La calibración del microscopio se

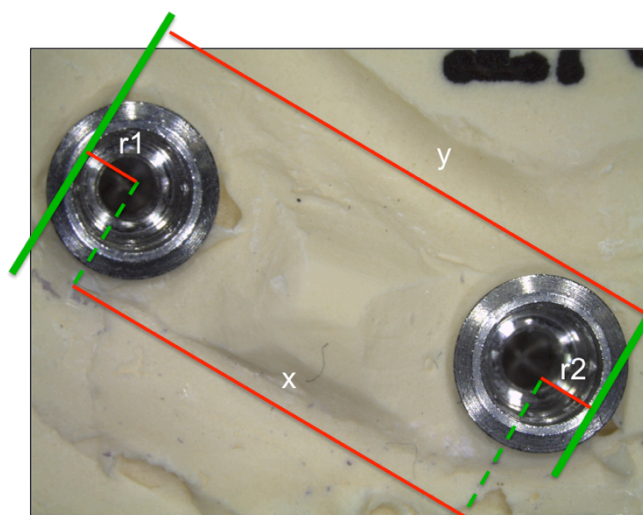


Figura 35. Cálculo de la distancia entre implantes.

hizo para cada fotografía mediante una regla de tres, conociendo que el diámetro del implante era de 4,5mm.

Para la medición de las distancias horizontales entre los implantes se trazaron dos líneas paralelas que contactaron con la circunferencia en un mismo punto

de cada implante. Como conocemos que el diámetro interno de los

implantes mide 3.4mm, para hallar la distancia de centro de implante a centro de implante (distancia X), restamos $r1$ y $r2$ a la distancia Y.

7. 3. 5 Documentación de la ejecución del estudio:

Se tomaron registros fotográficos de las distintas fases del estudio con una cámara réflex digital SLR y un objetivo Macro con un Flash anular acoplado, con el objetivo de documentar el estudio. Asimismo se tomaron fotografías de las imágenes obtenidas en el microscopio usando una cámara digital acoplada al microscopio.

7.4 Análisis estadístico.

Tras el análisis descriptivo simple, se usó el coeficiente de variación para ver la consistencia de los datos y conocer si era posible la utilización de la media como dato final de todos los valores hallados para cada tramo y en cada grupo. El coeficiente de variación se define como la variación porcentual del error estándar. Para la muestra se considera que

una estimación con un coeficiente de variación hasta el 7% es muy preciso, entre 8 y 14% tiene una precisión aceptable, entre 15 y 20 una precisión regular y más de 20% poca precisión.

Se usó el test de Shapiro-Wilk y tras descartar la normalidad de la muestra se realizó un análisis de Kruskal-Wallis para indagar la significación de las diferencias entre distancias (a-b, b-c y c-d).

7.5 Resultados.

Se observa en la tabla 25 el resumen de la comparativa entre el modelo referencia, grupo B con vainas sin manipular y el grupo C (con vainas tras manipular las replicas). Se observa que en todas las distancias a-b, b-c y c-d existen diferencias estadísticamente significativas entre el grupo C y los demás grupos.

Tabla 25. Estadístico de contraste para los grupos B y C.

| Distancia mm | Modelo de referencia | Grupo B (Modelo vainas sin manipular) | Grupo C (Modelo vainas tras manipular) |
|------------------------|---|---|---|
| a – b x ± dt | 11,883 ± 0,17 Limites intervalo confianza: 11,873-11,892 | 11,73 ± 0,13 nds Limites intervalo confianza: 11.672-11.797 | 11,99 ± 0,55 P<0,026 Limites intervalo confianza: 11.733-12,251 |
| b – c x ± dt | 13,013 ± 0,23 Limites intervalo confianza: 13,00-13,026 | 13,18 ± 0,10 nds Limites intervalo confianza: 13.140-13.236 | 13,13 ± 0,71 P<0,001 Limites intervalo confianza: 12.799-13.466 |
| c – d x ± dt | 12,203 ± 0,19 Limites intervalo confianza: 12,193-12,214 | 12,20 ± 0,11 nds Limites intervalo confianza: 12.149-12.256 | 12,25 ± 0,48 P<0,001 Limites intervalo confianza: 12.034-12.483 |

nds – estadísticamente no significativo

Comparación del grupo C con el grupo B y modelo de referencia:

En la tabla anteriormente expuesta se pueden observar las medidas de los diferentes segmentos a valorar. El grupo B corresponde a las distancias de los segmentos en el modelo con vainas de forma previa a su manipulación. El grupo C serían los valores de las mediciones de los segmentos tras la manipulación repetida de las vainas.

Distancia a-b:

Aunque la media del grupo C en la distancia a-b (11.992) es parecida a la distancia a-b del modelo de referencia (11.883), el intervalo de confianza es más amplio en el grupo C (11.733-12,251). Además, el coeficiente de variación es mucho mayor en el grupo C (coeficiente variación del grupo modelo de referencia es de 0.1% y del grupo C es de 4.6%) .

Además el valor máximo detectable del grupo C está fuera de rango (13.146). El valor máximo del grupo modelo de referencia es de 11,892 y del grupo B es de 12.017. Esto significa que existe una mayor variabilidad tras la manipulación de las vainas.

Distancia b-c:

Ocurre lo mismo en la distancia b-c del grupo C. El límite inferior del intervalo de confianza es 12.799, mientras que en los grupos modelo de referencia y B es de 13.0 y 13.140, además el mínimo y máximo del grupo C están fuera de intervalo de confianza (mínimo 11.869 y máximo 15.439), mientras que en el grupo modelo de referencia es de 13.0 y 13.026 los valores mínimos y máximos, y en el grupo B es de 12.991 el valor mínimo y 13.405 el valor máximo. Se puede deducir que aunque la media sea similar, la manipulación del complejo análogo-vaina provoca una distorsión en el modelo y por lo tanto en la distancia entre implantes, ya que existen valores extremos.

Una vez más volvemos a ver que el coeficiente de variación es más de 6 veces en el grupo C en comparación con el grupo B y mayor aún comparándolo con el grupo modelo de referencia (coeficiente de variación grupo modelo de referencia 0.2%, grupo B 0.8% y grupo C 5.4%).

Distancia c-d:

Se vuelven a observar los mismos valores mínimos y máximos para el grupo C son 11.868 a 13.589, mientras que en los grupos modelo de referencia y B los valores van de 12,193 mínimo y 12,214 máximo en el grupo modelo de referencia y de 12.018 mínimo y 12.449 máximo en el grupo B.

El coeficiente de variación vuelve a ser mucho mayor en el grupo C que en los otros grupos (coeficiente de variación del grupo modelo de referencia 0,2%, grupo B 0.9%, grupo C 3.9%)

7.6 Conclusiones.

1. Se han detectado diferencias estadísticamente significativas entre el grupo de modelos donde los análogos se han retirado y recolocado 10 veces con respecto al grupo de modelos con vainas sin manipular.
2. La manipulación repetida de las réplicas en las vainas altera la distancia entre los implantes de laboratorio. Esto puede tener una repercusión técnica en la fiabilidad del modelo y por tanto en el comportamiento clínico de la prótesis.

8. DISCUSIÓN

Los tratamientos con implantes presentan hoy en día altas tasas de supervivencia contempladas en el medio y largo plazo, tanto en cuanto la supervivencia de los implantes como de las prótesis que soportan (42, 43).

Para el éxito del tratamiento restaurador se han de dar una serie de requisitos como son una adecuada función, salud de los tejidos periimplantarios, estética satisfactoria,... Entre ellos se encuentra el que la restauración presente un ajuste pasivo clínicamente aceptable.

Hoy por hoy las complicaciones técnicas y biológicas son un hecho prácticamente inevitable. Su presencia es escasa en comparación con el número de implantes que se utilizan en la odontología actual, pero están presentes en la clínica diaria como un hecho cotidiano. La menor incidencia de estas complicaciones está directamente relacionada con la mayor o menor bondad de los tratamientos. La alta precisión en la ejecución de cada uno de los pasos evita el arrastrar errores a las fases posteriores del tratamiento y que estos se vayan acumulando evitando de esta manera, junto con el adecuado control de los tratamientos, la aparición de complicaciones tanto biológicas como prostodónticas, por cuestiones de índole técnico.

Un hecho primordial para evitar complicaciones de carácter técnico, es la presencia de un correcto ajuste pasivo de las prótesis.

La obtención de un modelo correcto depende de una impresión que reproduzca de forma adecuada la posición de los implantes, y que el positivado de la misma se efectúe con una buena técnica de positivado que sea fidedigna. Es imprescindible una correcta transferencia al modelo de trabajo de la posición de los implantes en la boca, entre otros motivos, por la ausencia de resiliencia en la conexión implante-hueso, al contrario de los dientes naturales que están soportados por el ligamento periodontal (16).

En este trabajo, se desarrollaron 4 estudios in vitro con el objetivo principal de valorar si el uso de vainas de plástico para la positivación del modelo maestro era un procedimiento fiable y preciso. La vaina permite la recuperación del análogo del implante de

un modelo sin tener que destruirlo. Esto tiene la como ventajas el permitir un trabajo más cómodo en el laboratorio, facilitando el acceso a zonas recónditas de la prótesis, y un ahorro en el número de replicas de implante que deberán disponer en la consulta. La conservación de los modelos maestros los cinco años posteriores a la finalización del tratamiento es un requisito legal, que requiere de una gran cantidad de replicas en los modelos de trabajo, si usan estas de manera convencional.

El presente trabajo demuestra que la sistemática de duplicación en modelos de trabajo de la situación de los implantes en la boca de nuestros pacientes, del sistema de implantes Klockner Essential Cone es fiable y permite obtener modelos de alta precisión tanto en el uso de vainas como sin ellas.

En los resultados encontrados, se ha observado que los modelos positivados con el recurso de las vainas de plástico sufrieron una menor distorsión con respecto al modelo de referencia en comparación con la técnica de positivación convencional sin vainas. Una de las explicaciones para este hallazgo es que posiblemente este aditamento de plástico haya disminuido el efecto de la expansión lineal de la escayola, que como sabemos, es del 0,08%. Al intentar comparar los resultados del presente trabajo con otros existentes en la literatura, no encontramos ninguna publicación que presentara resultados usando una técnica similar de elaboración de modelos maestros sobre implantes.

Sin embargo, algunos autores han descrito técnicas de positivado que empleando unos tubos de látex alrededor de los análogos, intentando minimizar los cambios dimensionales del material de positivado (230). Del'Acqua y cols. (2008) compararon el positivado convencional con una técnica que empleaba unos tubos de látex y con otra técnica que consistía en ferulizar con resina acrílica los análogos de los implantes antes de la aplicación de la escayola (14). Los autores concluyeron que la técnica de positivado que mejor precisión demostró fue la de los tubos de látex, posiblemente por disminuir el efecto de la expansión de la escayola alrededor de cada análogo. Es por esto que pensamos, al igual que estos autores, que el motivo de nuestro resultado sea esta misma explicación. La técnica de ferulización de los análogos no presentó diferencias con respecto al positivado convencional, y por lo tanto, no está recomendada, teniendo en cuenta el tiempo de trabajo que este procedimiento puede implicar. Los resultados obtenidos muestran un muy buen comportamiento de los dos sistemas valorados para la elaboración de modelos maestros.

Los datos encontrados muestran un ligero mejor comportamiento en el caso del uso de vainas para la sujeción de los análogos de laboratorio. Cabe reseñar que en todos los casos, si bien mínima, siempre existe una diferencia entre el modelo de referencia y el segmento a valorar no habiendo encontrado en nuestro quehacer, una duplicación exacta en ninguno de los casos del modelo de referencia. Se desconoce la repercusión clínica de estos datos, y si que pensamos son una alerta que obliga a realizar un trabajo meticuloso, debido a que siempre se arrastrará a otras fases del tratamiento un pequeño porcentaje de error de manera inevitable.

Es verdad que con la vainas conseguimos un modelos altamente preciso, pero ¿qué ocurre con el uso clínico de las mismas? Con respecto al uso repetido de retirar y colocar los análogos en las vainas de plástico, se analizó, en el último estudio de la presente investigación, el efecto de este procedimiento. En el trabajo de laboratorio, es frecuente que el técnico ejecute determinados pasos de la confección de la prótesis fuera del modelo, y en el caso de tener un modelo con vainas, esto podría facilitarse al permitir retirar el análogo y manejarlo fuera del modelo. Sin embargo, los resultados del presente estudio nos hacen recomendar algún cuidado con respecto a este punto. Se vio que, con la retirada y colocación del análogo del modelo, la precisión pudo verse afectada, ya que en los resultados se observó que, en todas las distancias registradas entre los 4 implantes, el coeficiente de variación fue de 4 a 6 veces superior al mejor de los grupos, mostrando una gran variabilidad de los resultados evidenciando por tanto la pérdida de exactitud de los modelos tras la manipulación de las vainas. En el presente trabajo se han retirado diez veces los análogos de las vainas, reposicionándose de nuevo cada vez,, para simular un posible deterioro del uso continuado de este procedimiento. Esto puede superar lo que normalmente ocurriría en una situación clínica normal. Sería interesante valorar el efecto de la retirada del análogo del implante de la vaina en un número menor de repeticiones. Aún así, los resultados encontrados permiten concluir que el uso de vainas de plástico es un procedimiento válido, siempre y cuando las replicas de los implantes no se retiren de forma excesivamente reiterada.

En los 4 estudios desarrollados, se empleo una escayola ISO tipo IV, que presenta una expansión de fraguado de 0,08%. Según la mayoría de los autores, este es el material de elección en el positivado de impresiones sobre implantes, ya que tanto las resinas epoxi como las escayolas ISO tipo III o tipo V sufren cambios dimensionales que pueden

comprometer la fiabilidad de los modelos. Wee y cols. (1998) compararon el uso de una escayola tipo IV con una escayola tipo V de alta expansión y concluyeron que una escayola tipo IV permite una mayor precisión en los modelos obtenidos (221). Estos resultados están de acuerdo con los encontrados por Wise y cols. (2001) que observaron que el uso de una escayola de muy baja expansión lineal permite conseguir modelos fiables (228). Chang y cols. (2012) no encontraron diferencias entre el uso de una escayola tipo III y una escayola tipo IV en la precisión de modelos obtenidos a partir de un modelo referencia que incluía 5 implantes colocados de forma paralela (229). En nuestro trabajo se usó una escayola tipo IV para la construcción de los modelos de trabajo o duplicados por la facilidad en su manejo y una resina epóxica para construir los modelos de referencia por sufrir menos desgaste por abrasión, basándonos en los trabajos de estos autores.

Se seleccionó el poliéter como material de impresión en los 4 estudios. Este material, junto con el polivinilsiloxano, son los materiales recomendados por la mayoría de los autores para la toma de impresión en prótesis sobre implantes (167). Wee y cols. (2000) compararon el uso de un poliéter, un polivinilsiloxano, y un polisulfuro para la toma de impresiones sobre implantes en un modelo experimental con 5 implantes colocados de forma paralela. Verificaron que los resultados obtenidos con el poliéter y el polivinilsiloxano fueron estadísticamente diferentes de los obtenidos con el uso de un polisulfuro (170). Los autores consideraron el poliéter como el material de elección por la elevada rigidez que permite impedir la rotación accidental de los aditamentos de toma de impresión. Lorenzoni y cols. (2000) compararon la fiabilidad de una técnica de reposición y una técnica de arrastre, empleando un poliéter, un polivinilsiloxano y un hidrocoloide, en un modelo experimental con 2 implantes. Los autores verificaron que el hidrocoloide fue el material de impresión que presentó peores resultados, independientemente de la técnica de impresión empleada (arrastre o reposición). No encontraron diferencias entre el uso de un poliéter y de un polivinilsiloxano (171). Los mismos resultados fueron observados por Liou y cols. (1993) en un estudio que comparaba una técnica de reposición empleando un poliéter y un polivinilsiloxano, no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el material de impresión (140).

Lee y cols. (2008) valoraron la precisión de una técnica de impresión de arrastre comparando el uso de un polivinilsiloxano y un poliéter como materiales de impresión. El

modelo experimental incluyó 5 implantes, en que 2 de los implantes se colocaron en una posición 2mm infragingival y otros 2 implantes en una posición 4mm infragingival. Verificaron que una posición infragingival del hombro del implante pudo influir en la precisión de la impresión tomada con el poliéter, pero no influyó en la precisión de la técnicas que empleó el polivinilsiloxano. Sin embargo el efecto negativo de la profundidad del implante se anuló cuando se usaron cofias de impresión de mayor longitud (126). En la presente investigación se ha empleado un modelo experimental que incluyó 4 implantes donde el hombro se posicionó en una posición claramente supragingival. Se empleó el poliéter como único material de impresión, ya que como objetivo, se pretendía validar una técnica de positivado, y no el material de impresión. La literatura permite comprobar la fiabilidad del poliéter como material de elección en la toma de impresión sobre implantes independientemente de la técnica empleada. El aval recibido por la literatura consultada, junto a la bondad de sus propiedades, la buena manipulación clínica, la facilidad de mezclado al disponer de mezclado mecánico, hizo que se seleccionara el poliéter como el material de impresión para la ejecución de este estudio.

En los 4 estudios desarrollados en la presente investigación, se han empleado cubetas de acrílico foto-polimerizable individuales. En la literatura existe suficiente evidencia de las ventajas del uso de este tipo de cubetas. Uno de los motivos es el de permitir que exista un espesor uniforme de material de impresión en toda la superficie de la misma (249). Por otra parte, la rigidez de la cubeta puede asumir importancia para impedir una posible distorsión de la impresión (250). En prótesis sobre implantes, no existe mucha literatura que compare el uso de cubetas individuales con cubetas estándar para la toma de impresiones. Burns y cols. (2003) compararon el uso de cubetas estándar prefabricadas de plástico con el uso de cubetas individuales de acrílico para valorar la fiabilidad de impresiones sobre implantes. Los autores verificaron que el uso de cubetas estándar prefabricadas de plástico tuvo influencia en la precisión de las impresiones obtenidas. Probablemente debido a una menor rigidez de este tipo de cubetas, lo cual puede contribuir a una menor fiabilidad de las impresiones (128). Del'Acqua y cols. (2012) observaron resultados similares en un estudio que comparó el uso de cubetas de metal prefabricadas con el uso de cubetas prefabricadas de plástico. Verificaron que la menor rigidez de las cubetas de plástico pudo influir en la menor precisión de las impresiones obtenidas con este tipo de cubeta (181). En base a estos trabajos, se seleccionó el uso de cubetas individuales de acrílico en los diferentes momentos de la fase de toma de impresiones de este trabajo.

En la presente investigación se han empleado modelos de referencia con cuatro implantes colocados en una mandíbula desdentada con la intención de simular una situación clínica real y frecuente. El sistema de implantes del que se ha valorado su secuencia de construcción del modelo maestro, presentan una conexión interna cónica con una vertiente de 6° y un octógono en su parte media que sirve de elemento posicionador o antirrotatorio. Este tipo de conexión genera una fricción elevada con los aditamentos que a él se acoplen al apretarlos al torque recomendado, lo cual le confiere una alta fiabilidad mecánica, y limita la penetración bacteriana. Al producirse la fricción de los conos presentes en el implante y en los pilares de prótesis, se produce un cierre del espacio existente entre ambos con el efecto llamado “soldadura en frío”.

En los 4 estudios se usaron técnicas de impresión directas al implante y no a un pilar intermedio. Desde un punto de vista clínico, algunos autores refieren que la toma de impresión directa a implantes de conexión interna puede generar más tensión al material de impresión, especialmente cuando los implantes estén posicionados de forma disparalela (184). Vigolo y cols. (2004) observaron que la presencia de disparalelismo entre implantes de conexión interna tuvo una influencia negativa sobre la fiabilidad de la toma de impresiones, cuando comparado con un modelo de implantes de conexión externa (151). Sin embargo, la toma de impresión directa a implantes facilita una selección de pilares en el modelo, en especial cuando el espacio vertical es limitado o existen disparalelismos entre implantes (130). En nuestro trabajo también encontramos un peor comportamiento de los aditamentos de toma de impresión en el caso de modelos con implantes disparalelos. Hoy en día la selección de los pilares de prótesis en el laboratorio es una práctica habitual, facilita mucho el trabajo de clínica. El hecho de tomar la impresión directamente a la cabeza de los implantes posibilitaba, además, el hecho de poder usar tres sistemas de toma de impresión diferentes disponibles en el sistema de implantes Klockner Essential Cone.

Los implantes empleados se posicionaron de forma equidistante y en uno de los modelos referencia se colocaron en una posición paralela, mientras que en el otro modelo, se posicionaron con un disparalelismo de hasta 30° entre implantes, o de 15° con respecto al eje vertical puro. El modelo experimental simula una situación clínica real intentando valorar la repercusión clínica que podría tener este diseño experimental. Algunos autores han desarrollado estudios con un número de implantes variable y localizados en un modelo que

no simuló la realidad de la clínica, sea porque los implantes se colocaron en una línea recta o el modelo no representó la anatomía real del maxilar superior o mandíbula.

Yamamoto y cols. (2010) valoraron en un modelo experimental con 3 implantes paralelos, la precisión de dos técnicas de impresión (técnica de arrastre con cofias atornilladas y técnica de arrastre con cofias atornilladas ferulizadas con resina acrílica), mediante la valoración del ajuste pasivo de una estructura atornillada metálica sobre los modelos duplicados. El método de valoración fue la microscopia electrónica de barrido. En el grupo de la técnica de impresión sin ferulización observaron un gap máximo de $76,62 \pm 30,78\mu\text{m}$ y en el grupo con cofias ferulizadas la media del gap registrado fue de $40,56 \pm 25,01\mu\text{m}$ (231). Con respecto a nuestros resultados del estudio II, que empleó el mismo método de valoración, en el caso de implantes paralelos la media del gap registrado fue de $12,43 \pm 33,42\mu\text{m}$ (técnica de reposición) y de $38,40 \pm 64,36\mu\text{m}$ (técnica de arrastre). Aunque las medias del gap observadas para la técnica de arrastre fueron diferentes en ambos estudios (menor en nuestra investigación), si tenemos en cuenta la desviación típica, parece ser que el ajuste pasivo obtenido fue muy similar. Al contrario, la técnica de reposición de nuestra investigación demostró permitir un mejor ajuste pasivo con respecto a la técnica de ferulización empleada en el estudio de Yamamoto. Sin embargo, la repercusión clínica de estos hallazgos puede ser despreciable, ya que en todas las mediciones el ajuste medido se encuentra por encima del umbral de lo que sería aceptable según varios autores (251).

En el primer estudio de la presente línea de trabajo se pretendía valorar la precisión de tres técnicas distintas de toma de impresión al implante con el fin de evidenciar que la técnica de impresión seleccionada para la confección del modelo maestro era apropiada y permitiría la toma de impresión sin incorporar errores al modelo maestro. Para ello se usaron los tres aditamentos disponibles en el sistema de implantes Klockner Essential® Cone. El objetivo principal era el de validar las distintas técnicas de impresión que el sistema de implantes Klockner Essential® Cone dispone, simulando una situación clínica común. De esta forma, sería posible valorar la influencia de la técnica de impresión en la precisión de los modelos obtenidos para la posterior valoración de la fiabilidad del uso de vainas de plástico.

Se comparó la precisión de una técnica de reposición (Técnica A), con una técnica de arrastre con cofias de plástico desechables (Técnica B) y una técnica de arrastre de cubeta

abierta (Técnica C), mediante la medición de las distancias entre centro-implante a centro-implante en cada par de implantes contiguos (segmentos a-b, b-c y c-d).

En los resultados observados, se concluyó que ninguna de las técnicas pudo reproducir exactamente la posición de los implantes del modelo referencia. Estos hallazgos están en concordancia con prácticamente toda la literatura sobre el tema. Inturregui y cols. (1993) compararon el uso de tres técnicas de impresión para valorar su fiabilidad para la obtención de modelos. El método de valoración se basó en el uso de una supraestructura fabricada sobre el modelo de referencia calculándose el ajuste pasivo de la misma sobre los modelos duplicados. Los autores observaron que en ninguno de los casos se pudo conseguir un ajuste pasivo ideal (241). Naconecy y cols. (2004) valoraron la fiabilidad de tres técnicas de impresión en la reproducción de un modelo experimental que incluyó 5 implantes colocados de forma paralela. El método de valoración se basó en el uso de una supraestructura atornillada fabricada sobre el modelo de referencia y que luego se atornilló sobre los modelos duplicados obtenidos. Se valoró la tensión generada en la estructura mediante el uso de sensores de presión. Los autores observaron que en todos los casos el ajuste pasivo no fue ideal. Esta por definir cuál es la relevancia clínica de este hallazgo (214).

Se observó en este trabajo que las variaciones en los modelos obtenidos con la técnica de reposición (Técnica A) respecto al modelo maestro fueron pequeñas (alrededor de 0.1). No hubo diferencias estadísticamente significativas de los modelos obtenidos con la técnica directa con cofias desechables (Técnica B) respecto al modelo maestro, y la técnica directa con cubeta abierta (Técnica C) fue la que presentó peores resultados. (variaciones aproximadas de 0.1, 0.5 y 0.3).

Los mejores resultados han sido obtenidos con la técnica de impresión que emplea una cubeta cerrada para arrastre y cofias de plástico desechables. Akca compara esta técnica con la técnica directa con cubeta abierta y concluye que a pesar de las diferencias encontradas los resultados obtenidos con las dos técnicas parecen ser comparables (142). Sin embargo, ambas las técnicas presentaron diferencias con respecto al modelo de referencia superiores a las encontradas en nuestra investigación. Una de las explicaciones puede estar relacionada con el método de medición empleado por este autor (Coordinate Measuring Machine), o que el sistema de implantes empleado fuera distinto (142).

Se ha sugerido que la profundidad subgingival a la que están colocados los implantes, podría afectar a la precisión de las impresiones (126). En nuestro estudio los implantes se colocaron supragingivales, facilitando el acceso al cuello del implante del sistema de “clic” que incorporan las cofias de plástico, lo cual pudo favorecer a la técnica de arrastre con cofias de plástico.

Fernández y cols. (2013) compararon la fiabilidad de la toma de impresiones sobre dos sistemas de implantes de conexión interna (Straumann synOcta y Nobel Replace). En cada sistema compararon el uso de una técnica de impresión con cofias desechables de plástico con una técnica de arrastre con cofias metálicas. El método de valoración empleado consistió en confeccionar una estructura metálica sobre el modelo de referencia y valorar el ajuste de la misma sobre los modelos duplicados mediante el uso de un perfilómetro. Las medias de los gaps observados en función de la técnica de impresión y del sistema de implantes fueron respectivamente 0,056mm (Nobel cofia metálica), 0,026mm (Nobel cofia de plástico), 0,009mm (Straumann cofia metálica) y 1,241mm (Straumann cofia plástico). Observaron que en caso del sistema Nobel Replace no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el sistema de cofias desechables con las cofias metálicas. Sin embargo, en el sistema Straumann la técnica de arrastre con cofias de plástico presentó peores resultados cuando se compara con la técnica de arrastre convencional (143). En nuestra investigación, la diferencia de medias con respecto al modelo de referencia de la técnica B (cofias de plástico) fue inferior a 0,16 en todas las distancias medidas y no hubo diferencias estadísticamente significativas frente al modelo referencia. Es posible que el uso de un diferente sistema de implantes pueda haber influido en los resultados observados por Fernández. La diferente geometría de la cofia de plástico empleada cuando comparada con nuestra investigación puede igualmente tener influencia en la diferencia de resultados observados.

En la presente investigación los 4 implantes los implantes se colocaron en una posición supragingival. Uno de los motivos por el cual las cofias desechables pueden perder fiabilidad cuando los implantes se encuentren en una posición infragingival es la menor superficie de retención que van a tener para el material de impresión durante la retirada de la impresión. Por otra parte el sistema de encaje de este tipo de cofias se basa en un apoyo en la zona externa del hombro del implante, lo cual puede estar dificultado por la presencia de los tejidos perimplantarios. Por último, al ser un material no radiopaco,

no hay posibilidad de controlar radiográficamente el ajuste de la cofia al implante, al contrario de las otras dos técnicas que emplean cofias de impresión metálicas.

Vigolo y cols. (2004) argumentaban la hipótesis de que se transmite más estrés desde la cofia al material de impresión al retirar la impresión cuando los implantes son de conexión interna que externa (151).

Spector y col. (1990) compararon la fiabilidad de tres técnicas de impresión (arrastre con cofias ferulizadas, arrastre sin ferulizar y de reposición) en un modelo con 6 implantes paralelos. Los autores usaron uno de los implantes como punto de referencia para valorar la distorsión relativa de los demás implantes en el plano horizontal. Las variaciones con respecto al modelo referencia variaron entre 0,02 y 0,18mm. Observaron que no hubo diferencias significativas entre las tres técnicas de impresión (252). Cuando comparamos con nuestra investigación verificamos que las variaciones para la técnica A (reposición) y técnica B (cofias de plástico) con respecto al modelo referencia fueron de 0,008 a 0,16mm, lo cual demuestra una mayor fiabilidad con respecto a los valores reportados por Spector. En este estudio se emplearon distintos materiales de impresión (polisulfuro, polivinilsiloxano y silicona de condensación) con respecto a nuestra investigación (poliéter), lo cual puede haber contribuido a las diferencias halladas. Otro factor a tener en cuenta es la diferente geometría de los aditamentos de toma de impresión, que puede influir en la precisión de una impresión.

Humphries y col. (1990) compararon la precisión de tres técnicas de impresión (técnica de reposición, técnica de arrastre con cofias metálicas sin ferulizar y técnica de arrastre con ferulización de las cofias) en un modelo experimental con 4 implantes paralelos. Aunque las diferencias no fueron estadísticamente significativas, la técnica de reposición presentó mejores resultados en las mediciones, y la discrepancia con respecto al modelo de referencia fue menor de 0,05mm. En las otras dos técnicas se detectaron diferencias de hasta 0,15mm (215). En nuestro trabajo se observó igualmente la superioridad de la técnica de reposición sobre la técnica de arrastre con cofias atornilladas (0,1mm VS 0,3mm), aunque los sistemas de implantes y el método de valoración fueran diferentes (Coordinate Measuring Machine VS microscopia óptica).

Carr y cols. (1991) indicó que la inexactitud de la técnica de reposición podría derivarse de la deformación aparente de un material de impresión rígido como el poliéter.

Un material más elástico podría hipotéticamente reducir la deformación permanente de la impresión (144). En nuestro estudio la técnica de reposición resultó comparable o incluso más precisa que la técnica de arrastre con cofia atornillada con diferencias respecto al modelo de referencia alrededor de 0,1mm. Estos resultados, están en desacuerdo con investigaciones previas que obtienen mejores resultados con la técnica de arrastre de cubeta abierta o directa (127, 187, 205, 241), teniendo en cuenta que la mayoría de ellas usan cofias de impresión ferulizadas. Otra explicación, podría ser, que la capacidad de recuperación del material de impresión tras su deformación al retirar y reposicionar las cofias de impresión con forma cónica, es menor en implantes no paralelos (168, 173, 202). Una posible limitación en este estudio es que los 4 implantes estaban colocados paralelos entre sí. Se podría especular que la falta de paralelismo entre los implantes provocaría una mayor distorsión en la impresión especialmente con la técnica indirecta de reposición.

En relación a la técnica de arrastre con cubeta abierta, hay que prestar atención a varios factores. Por un lado, el material de impresión y la extensión de la cofia dentro de la impresión, deben proporcionar la rigidez suficiente para mantener las cofias en su posición tras la aplicación de las fuerzas de remoción así como para prevenir cualquier distorsión al conectar los análogos de laboratorio. Por otro lado, la longitud de la porción de la cofia que encaja en la conexión interna, puede repercutir en la cantidad de fuerza que es necesaria para retirar la impresión, sobre todo en implantes no paralelos. (Sorrentino 2009). En la presente investigación las cofias metálicas de arrastre empleadas presentan una longitud de octógono de 1,2mm que encaja en la conexión interna del implante, que compara con 2,45mm de longitud de octógono que existe en la cofia metálica de reposición. Una explicación para la mayor variación comprobada en la técnica de arrastre de cubeta abierta puede haber sido la menor fricción generada con la morfología del octógono de la cofia de impresión.

Algunos autores recomiendan el uso de sistemas de ferulización entre cofias de impresión para una técnica de arrastre, con resina acrílica, resina compuesta o otros materiales rígidos como la escayola. Hsu y cols. (1993) compararon en modelo con 4 replicas de pilar colocados de forma paralela en un modelo simulando una arcada edéntula 4 técnicas de impresión: técnica de arrastre con cofias atornilladas; técnica de arrastre con cofias atornilladas ferulizadas con seda dental y resina Duralay®, técnica de arrastre con cofias atornilladas unidas con alambre de ortodoncia y resina Duralay® y técnica de arrastre con cofias modificadas con bloques de resina Duralay®, y luego unidas en boca con la misma

resina. La distorsión horizontal observada fue de 0,05 a 0,066mm, lo cual compara con nuestra investigación (0,008-0,16mm) para las técnicas de reposición y para la técnica de arrastre con cofias de plástico. Los autores concluyeron que no existieron diferencias estadísticamente significativas entre las distintas técnicas, señalando que el material de impresión empleado, un poliéter, puede presentar la rigidez suficiente para impedir la distorsión posicional de las cofias de impresión. Tampoco la distintas formas de ferulizar tuvieron un efecto significativo, no demostrando superioridad sobre la técnica convencional sin ferulización ni tampoco diferencias entre ellas (216).

Los resultados de Hsu están en línea con los observados por Spector y cols. (1990) e Inturregui y cols. (1993), que no encontraron diferencias que justifiquen el uso de técnicas de ferulización. En el caso de Spector y cols. el modelo experimental consistía en la presencia de 6 implantes colocados en una arcada edéntula paralelos entre si, mientras que en el estudio de Inturregui y cols. se usaron solamente 2 implantes, sobre los cuales se analizó el stress provocado por el desajuste de una estructura atornillada confeccionada sobre el modelo referencia, en comparación con los modelos duplicados (241, 252). En este último caso la técnica que demostró mejor precisión fue la que empleó un poliéter y cofias de arrastre no ferulizadas. El método empleado por Inturregui fueron sensores de tensión aplicados a una estructura atornillada que se colocó en los modelos duplicados obtenidos. De esta forma no es posible cuantificar las diferencias con respecto a nuestro trabajo, ya que se empleó la microscopia como método de valoración.

Burawi y cols. (1997) compararon la precisión de una técnica de impresión de reposición con una técnica de arrastre con cofias ferulizadas con resina acrílica. La ferulización se preparó 24 horas antes de la impresión y se unieron los segmentos de resina en el modelo 15 minutos antes de la toma de impresión. El modelo experimental consistía de 5 implantes colocados en una arcada edéntula. El método de medición consistía en valorar el desajuste de segmentos de una estructura atornillada a los implantes mediante el uso de microscopia óptica (234). En los resultados los autores pudieron observar que la distorsión de la técnica con ferulización frente al modelo maestro fue superior a la técnica de reposición. Aunque en ninguno de los casos se pudo obtener una replica ideal del modelo maestro, la distorsión rotacional de la técnica de arrastre fue estadísticamente significativa diferente frente a la técnica de reposición.

En un modelo mandibular con 5 implantes colocados, Assif y cols. (1992) valoraron la precisión de cuatro diferentes tipo de impresión sobre implantes. Las técnicas comparadas fueron: la técnica de arrastre con cofias ferulizadas con resina acrílica (ferulización confeccionada 24 horas antes y unión de los segmentos 15 minutos antes de la tomas de impresión), se uso alginato como material de impresión; técnica de arrastre con cofias ferulizadas según lo descrito en el grupo anterior, pero empleando un poliéter como material de impresión; técnica de impresión con cofias de arrastre no ferulizadas y material de impresión poliéter; técnica de reposición con cofias metálicas y material de impresión el polivinilsiloxano. El método de valoración de la precisión de los modelos obtenidos se hizo mediante la evaluación del ajuste pasivo de una estructura metálica atornillada usando la inspección visual y mediante microscopia óptica. Los autores concluyeron que las técnicas de reposición o de arrastre con cofias no ferulizadas demostraron ser las menos precisas en comparación con las técnicas de arrastre con ferulización, de forma independiente al material de impresión usado (20).

La distorsión de una impresión en las tres dimensiones, es un problema inherente en todos los procedimientos implicados en las restauraciones dentales indirectas. Esta, puede ser considerada como absoluta o relativa en función del punto de referencia desde el cual se mida: se considera distorsión absoluta cuando el punto de referencia es externo, mientras que la distorsión relativa está inherente en el sistema. Este tipo de distorsión hay que tenerlo en cuenta sobre todo en prótesis implantosoportada donde se conectan constantemente unos aditamentos con otros (170, 172, 232). La tolerancia de mecanizado, definida como las diferentes posiciones posibles cuando se conectan los componentes con sus respectivos tornillos de fijación, no ha sido calculada en este estudio.

En el segundo estudio de la presente investigación se propuso valorar la influencia de la angulación de los implantes sobre la fiabilidad de la técnica de impresión empleada. Se comparo el uso de la técnica de arrastre convencional con la técnica de reposición en un modelo con implantes paralelos (el mismo usado para el estudio I) y en un modelo con 4 implantes colocados de forma disparelela. Se descartó el uso de la técnica con cofias desechables teniendo en cuenta las limitaciones referidas previamente que pueden ocurrir con esta técnica en casos de que los implantes estén colocados en una posición infragíngival y por lo tanto, será menos extrapolable a la clínica diaria.

El método de valoración consistió en confeccionar una estructura metálica atornillada en cada uno de los modelos de referencia, y de esta forma valorar el ajuste pasivo en cada uno de los modelos duplicados obtenidos a partir de cada técnica de impresión. En nuestros resultados se observó que, de forma independiente de la técnica de impresión empleada, el disparalelismo fue un factor que tuvo una influencia negativa en la precisión de los modelos obtenidos. El gap medido entre la estructura metálica atornillada y los implantes fue de $41,69 \pm 51,65\mu\text{m}$ para la técnica de reposición y del $95,93 \pm 152,61\mu\text{m}$ para la técnica de arrastre frente a $12,43 \pm 33,42\mu\text{m}$ (técnica de reposición) y de $38,40 \pm 64,36\mu\text{m}$ (técnica de arrastre) en el caso del modelo con implantes paralelos. Cuando comparamos estos resultados con los de otros autores comprobamos que en la gran mayoría de los casos, el disparalelismo actúa como un factor negativo en la consecución de un ajuste pasivo clínicamente aceptable.

Jang y cols. (2011) valoraron la influencia del disparalelismo entre implantes en un modelo experimental con dos implantes colocados con diferentes angulaciones (0° , 5° , 10° , 15° y 20°) y midieron el gap existente entre una estructura metálica atornillada y los implantes. Observaron un gap de $14,74 \pm 5,42\mu\text{m}$, $17,37 \pm 5,42\mu\text{m}$ y de $50,91 \pm 37,36\mu\text{m}$ para disparalelismos de 10° , 15° y 20° respectivamente (184). Los resultados son comparables con los de nuestra investigación, aunque en nuestra investigación el empleo de un número superior de implantes puede haber influido en el mayor desajuste verificado en el caso de implantes paralelos ($12,43 \pm 33,42\mu\text{m}$) frente al estudio de Jang ($2,05 \pm 1,22\mu\text{m}$). Otros autores observaron conclusiones similares en modelos experimentales con un número de implantes similar ($>$ de 3 implantes) y con distintos métodos de valoración, lo cual nos permite concluir que el disparalelismo es un factor negativo en la precisión de una impresión sobre implantes (96, 173, 185, 203).

Mpikos y cols. (2012) no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el uso de una técnica de cubeta abierta o de reposición en un modelo experimental que incluya implantes de conexión interna e externa y diferentes angulaciones en los implantes. En este caso el único factor que tuvo influencia en los resultados fue la angulación de los implantes, en el caso de una conexión interna. En caso de la existencia de implantes disparalelos, el estrés generado para retirar una impresión puede estar aumentado en el caso de una conexión interna. La existencia de resultados contradictorios

en la literatura puede estar relacionada con las distintas geometrías de las conexiones de los implantes empleados (186).

Carr y cols. (1992) compararon el uso de una técnica de reposición y una técnica de arrastre en un modelos experimental con 5 implantes colocados donde existía un disparalelismo entre ellos de 15°. Verificaron que no hubo diferencias significativas entre las técnicas (185). Conrad y cols. (2007) compararon en un modelo experimental con 3 implantes la influencia del disparalelismo y de la técnica de impresión en la precisión de un modelo maestro. Emplearon una técnica de reposición y una técnica de arrastre, y una angulación variable entre 5, 10 o 15° de divergencia o convergencia entre los implantes. Los autores no encontraron diferencia estadísticamente significativas entre los grupos, con respecto a la técnica empleada ni al disparalelismo de los implantes. Una explicación posible es que el tipo de conexión de los implantes fue un hexágono externo, lo cual permite que exista menos estrés en el material de impresión. Por otra parte el número de implantes también puede haber influido en la no existencia de diferencias con respecto al disparalelismo de los implantes (175). Otros autores como Choi y cols. (2007) no observaron diferencias entre distintas técnicas de impresión en un modelo con 2 implantes colocados con 8° de disparalelismo (195).

Sorrentino y cols. (2009) valoraron la influencia del disparalelismo sobre la precisión de modelos obtenidos con una técnica de impresión de arrastre en un modelo experimental con 4 implantes de conexión interna. Para ello usaron dos tipo de cofias metálicas atornilladas, donde en una de ellas la conexión al implante se acortó 1mm con respecto al diseño convencional de la cofia. Observaron que en el caso de implantes disparalelos, el grupo que empleó las cofias modificadas (más cortas en la conexión) presento mejores resultados con respecto a la cofia sin modificar (168). Esto está de acuerdo con lo verificado en la presente investigación, donde en el grupo de técnica de arrastre con implantes disparalelos, no se observaron diferencias significativas con respecto a la técnica de reposición. La cofia de arrastre del sistema Klockner Essential Cone presenta una conexión al implante 1,2mm más corta que la cofia de reposición. Esto implica que en el caso de implantes disparalelos la tensión generada en el material de impresión puede ser menor por la menor fricción creada al nivel de la conexión.

Uno de los motivos por la discrepancia de resultados verificados en la literatura es la variedad de métodos usados para la valoración de la precisión de las impresiones. En la

gran mayoría de los estudios, se valoró la fiabilidad de impresiones mediante el uso de los modelos duplicados. Para ello, varios sistemas de medición se emplearon. Los más frecuentes fueron el uso de Coordinate Measuring Machines (CMM), el uso de perfilómetros, Escáneres 3D, o sensores de tensión. Una de las limitaciones del uso de sensores de tensión es la pérdida de fiabilidad en el caso de que los implantes estén angulados. Además, los sensores de presión solamente detectan la tensión en el punto donde están pegados, lo cual hace que las zonas de mayor tensión pasen desapercibidas (167).

El dispositivo CMM permite el registro de discrepancias de posición en los tres planos del espacio. Sin embargo, presenta algunas limitaciones con respecto a la precisión variable que presenta y a la repetibilidad de las mediciones. El perfilómetro es un sistema ampliamente usado en la valoración de la precisión de impresiones sobre implantes, pero solo da información en 2 dimensiones (184). Además, necesita un procedimiento de estandarización y calibración para asegurar su fiabilidad (194).

En el presente trabajo se eligió la microscopia para la valoración de la fiabilidad de modelos obtenidos a partir de las distintas técnicas de impresión, valorando la distancia entre implantes. En el caso del estudio II con implantes disparejos, la valoración se hizo a través de la medición del gap existente entre una estructura atornillada y los implantes en cada modelo. Para ello se empleó un microscopio electrónico de barrido. Para este método de valoración es imprescindible que exista una correcta estandarización del procedimiento. Varios autores emplearon el mismo sistema de medición de la distorsión relativa, al ser un método relativamente sencillo de emplear y que permite medir con exactitud distancias entre puntos de referencia (144, 171, 207, 229, 253, 254).

9. CONCLUSIONES FINALES.

A la vista de los resultados de los estudios que componen esta línea de investigación y de la discusión de los mismos, se ha llegado a las siguientes conclusiones.

1. El sistema de toma de impresión más fiable para el sistema de implantes Klockner Essential Cone es el de cofias de impresión de plástico para técnica de arrastre “pick-up”.
2. Ninguna de las tres técnicas de impresión del sistema de implantes Klockner Essential Cone han podido reproducir con total exactitud la posición de los implantes a un modelo maestro.
3. El disparelismo entre implantes influye en la fiabilidad de las impresiones de las diferentes técnicas de impresión del sistema de implantes Klockner Essential Cone.
4. El uso de un aditamento protésico para el positivado de las impresiones que permite el reposicionamiento del análogo del implante, sistema de vainas del sistema de implantes Klockner Essential Cone, es un procedimiento fiable.
5. La manipulación repetida del análogo del implante con el sistema de vainas del sistema de implantes Klockner Essential Cone en el modelo maestro disminuye la precisión del mismo.

Se concluye que **el modelo maestro confeccionado con vainas de plástico para el sistema de implantes Klockner Essential Cone es fiable.**

10. BIBLIOGRAFIA.

1. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(4):347-59.
2. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergstrom C, et al. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(5):639-45.
3. Astrand P, Ahlqvist J, Gunne J, Nilson H. Implant treatment of patients with edentulous jaws: a 20-year follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2008;10(4):207-17.
4. Lekholm U, Grondahl K, Jemt T. Outcome of oral implant treatment in partially edentulous jaws followed 20 years in clinical function. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2006;8(4):178-86.
5. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(6):667-76.
6. Attard N, Zarb GA. Implant prosthodontic management of posterior partial edentulism: long-term follow-up of a prospective study. *J Can Dent Assoc*. 2002;68(2):118-24.
7. Jemt T, Johansson J. Implant treatment in the edentulous maxillae: a 15-year follow-up study on 76 consecutive patients provided with fixed prostheses. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2006;8(2):61-9.
8. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23 Suppl 6:2-21.
9. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23 Suppl 6:22-38.

10. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent*. 2002;30(7-8):271-82.
11. Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. *J Prosthet Dent*. 1998;79(1):74-8.
12. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(3):506-15.
13. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(2):209-18.
14. Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, Mollo Fde A, Jr. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(2):226-36.
15. Papaspyridakos P, Chen CJ, Gallucci GO, Doukoudakis A, Weber HP, Chronopoulos V. Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(4):836-45.
16. Jemt T, Hjalmarsson L. In vitro measurements of precision of fit of implant-supported frameworks. A comparison between "virtual" and "physical" assessments of fit using two different techniques of measurements. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14 Suppl 1:e175-82.
17. Jivraj S CW. Treatment planning of implants in posterior quadrants. *Br Dent J*. 2006;8(1):13-23.
18. Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent*. 2002;87(5):528-35.
19. Al Quran FA, Rashdan BA, Zomar AA, Weiner S. Passive fit and accuracy of three dental implant impression techniques. *Quintessence Int*. 2012;43(2):119-25.
20. Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1992;12(2):112-21.

21. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants - past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc.* 2005;71(5):327.
22. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132.
23. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part I: Surgical results. *J Prosthet Dent.* 1990;63(4):451-7.
24. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent.* 1990;64(2):185-94.
25. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto Study. Part II: The prosthetic results. *J Prosthet Dent.* 1990;64(1):53-61.
26. Setzer FC, Kim S. Comparison of long-term survival of implants and endodontically treated teeth. *J Dent Res.* 2014;93(1):19-26.
27. Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses : osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence Publ. Co. Inc.; 1985. 350 s. p.
28. Moraschini V, Poubel LA, Ferreira VF, Barboza Edos S. Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015;44(3):377-88.
29. Zarb G. *Proceedings of the Toronto Conference on Osseointegration in Clinical Dentistry.* St. Louis: Mosby; 1983.
30. Razzoog ME, Lang LA, McAndrew KS. AllCeram crowns for single replacement implant abutments. *J Prosthet Dent.* 1997;78(5):486-9.
31. Bilhan H, Kutay O, Arat S, Cekici A, Cehreli MC. Astra Tech, Brånemark, and ITI implants in the rehabilitation of partial edentulism: two-year results. *Implant Dent.* 2010;19(5):437-46.

32. De Bruyn H, Van de Velde T, Collaert B. Immediate functional loading of TiOblast dental implants in full-arch edentulous mandibles: a 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(7):717-23.
33. Menchero-Cantalejo E, Barona-Dorado C, Cantero-Alvarez M, Fernandez-Caliz F, Martinez-Gonzalez JM. Meta-analysis on the survival of short implants. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011;16(4):e546-51.
34. Srinivasan M, Vazquez L, Rieder P, Moraguez O, Bernard JP, Belser UC. Survival rates of short (6 mm) micro-rough surface implants: a review of literature and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(5):539-45.
35. Sbordone C, Toti P, Martuscelli R, Guidetti F, Sbordone L, Ramaglia L. A 5-year Implant Follow-up in Maxillary and Mandibular Horizontal Osseous Onlay Grafts and Native Bone. *J Oral Implantol.* 2014. [Epub ahead of print]
36. Shalabi MM, Manders P, Mulder J, Jansen JA, Creugers NH. A meta-analysis of clinical studies to estimate the 4.5-year survival rate of implants placed with the osteotome technique. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(1):110-6.
37. Belser UC, Grutter L, Vailati F, Bornstein MM, Weber HP, Buser D. Outcome evaluation of early placed maxillary anterior single-tooth implants using objective esthetic criteria: a cross-sectional, retrospective study in 45 patients with a 2- to 4-year follow-up using pink and white esthetic scores. *J Periodontol.* 2009;80(1):140-51.
38. Furhauser R, Florescu D, Benesch T, Haas R, Mailath G, Watzek G. Evaluation of soft tissue around single-tooth implant crowns: the pink esthetic score. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(6):639-44.
39. Morton D, Chen ST, Martin WC, Levine RA, Buser D. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding optimizing esthetic outcomes in implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29 Suppl:216-20.
40. Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO. Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *J Dent Res.* 2012;91(3):242-8.
41. Rosso R. El desarrollo de la implantología en España en los últimos cinco años. *Gaceta Dental* [Internet]. 2013 [citado 14 Agosto 2015]. Disponible en: <http://www.gacetadental.com/2013/04/el-desarrollo-de-la-implantologia-en-espana-en-los-ultimos-cinco-anos-23974/>.

42. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*. 1981;52(2):155-70.
43. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981;10(6):387-416.
44. Brånemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lundkvist S, Rockler B. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomaterials*. 1983;4(1):25-8.
45. Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(5):515-27.
46. van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I, Maffei G, Jacobs R. Marginal bone loss around implants retaining hinging mandibular overdentures, at 4-, 8- and 12-years follow-up. *J Clin Periodontol*. 2001;28(7):628-33.
47. Carlsson GE, Lindquist LW, Jemt T. Long-term marginal periimplant bone loss in edentulous patients. *Int J Prosthodont*. 2000;13(4):295-302.
48. Pikner SS, Grondahl K, Jemt T, Friberg B. Marginal bone loss at implants: a retrospective, long-term follow-up of turned Brånemark System implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009;11(1):11-23.
49. Babbush CA, Kent JN, Misiak DJ. Titanium plasma-sprayed (TPS) screw implants for the reconstruction of the edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg*. 1986;44(4):274-82.
50. Chiapasco M, Gatti C, Rossi E, Haefliger W, Markwalder TH. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading. A retrospective multicenter study on 226 consecutive cases. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(1):48-57.
51. Schnitman PA, Wohrle PS, Rubenstein JE. Immediate fixed interim prostheses supported by two-stage threaded implants: methodology and results. *J Oral Implantol*. 1990;16(2):96-105.
52. Tarnow DP, Emtiaz S, Classi A. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1- to 5-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(3):319-24.

53. Horiuchi K, Uchida H, Yamamoto K, Sugimura M. Immediate loading of Brånemark system implants following placement in edentulous patients: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(6):824-30.
54. Ibanez JC, Tahhan MJ, Zamar JA, Menendez AB, Juaneda AM, Zamar NJ, et al. Immediate occlusal loading of double acid-etched surface titanium implants in 41 consecutive full-arch cases in the mandible and maxilla: 6- to 74-month results. *J Periodontol*. 2005;76(11):1972-81.
55. Ganeles J, Rosenberg MM, Holt RL, Reichman LH. Immediate loading of implants with fixed restorations in the completely edentulous mandible: report of 27 patients from a private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(3):418-26.
56. Cannizzaro G, Leone M, Esposito M. Immediate functional loading of implants placed with flapless surgery in the edentulous maxilla: 1-year follow-up of a single cohort study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(1):87-95.
57. Melo AC, de Freitas MC, Bernardes SR, de Mattias Sartori IA, Bassi AP, Thome G. A prospective follow-up study of 44 mandibular immediately loaded implants using resonance frequency analysis: preliminary 1-year results. *Implant Dent*. 2009;18(6):530-8.
58. Malo P, Rangert B, Dvarsater L. Immediate function of Brånemark implants in the esthetic zone: a retrospective clinical study with 6 months to 4 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2000;2(3):138-46.
59. Gallucci GO, Morton D, Weber HP. Loading protocols for dental implants in edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24 Suppl:132-46.
60. Ostman PO, Hellman M, Sennerby L. Immediate occlusal loading of implants in the partially edentate mandible: a prospective 1-year radiographic and 4-year clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(2):315-22.
61. van Steenberghe D, Glauser R, Blomback U, Andersson M, Schutyser F, Pettersson A, et al. A computed tomographic scan-derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: a prospective multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7 Suppl 1:S111-20.

62. Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(4):639-44.

63. Bergkvist G, Nilner K, Sahlholm S, Karlsson U, Lindh C. Immediate loading of implants in the edentulous maxilla: use of an interim fixed prosthesis followed by a permanent fixed prosthesis: a 32-month prospective radiological and clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009;11(1):1-10.

64. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP. Implant loading protocols for edentulous patients with fixed prostheses: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 Suppl:256-70.

65. Rocci A, Martignoni M, Burgos PM, Gottlow J, Sennerby L. Histology of retrieved immediately and early loaded oxidized implants: light microscopic observations after 5 to 9 months of loading in the posterior mandible. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5 Suppl 1:88-98.

66. Cornelini R, Cangini F, Covani U, Barone A, Buser D. Immediate restoration of single-tooth implants in mandibular molar sites: a 12-month preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(6):855-60.

67. Abboud M, Koeck B, Stark H, Wahl G, Paillon R. Immediate loading of single-tooth implants in the posterior region. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(1):61-8.

68. Romanos GE, Nentwig GH. Immediate versus delayed functional loading of implants in the posterior mandible: a 2-year prospective clinical study of 12 consecutive cases. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2006;26(5):459-69.

69. Achilli A, Tura F, Euwe E. Immediate/early function with tapered implants supporting maxillary and mandibular posterior fixed partial dentures: preliminary results of a prospective multicenter study. *J Prosthet Dent*. 2007;97(6 Suppl):S52-8.

70. Ganeles J, Zollner A, Jackowski J, ten Bruggenkate C, Beagle J, Guerra F. Immediate and early loading of Straumann implants with a chemically modified surface (SLActive) in the posterior mandible and maxilla: 1-year results from a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(11):1119-28.

71. Calandriello R, Tomatis M, Vallone R, Rangert B, Gottlow J. Immediate occlusal loading of single lower molars using Brånemark System Wide-Platform TiUnite implants: an interim report of a prospective open-ended clinical multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5 Suppl 1:74-80.

72. Schincaglia GP, Marzola R, Scapoli C, Scotti R. Immediate loading of dental implants supporting fixed partial dentures in the posterior mandible: a randomized controlled split-mouth study--machined versus titanium oxide implant surface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(1):35-46.
73. Buchs AU, Levine L, Moy P. Preliminary report of immediately loaded Altiva Natural Tooth Replacement dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2001;3(2):97-106.
74. Cornelini R, Cangini F, Covani U, Barone A, Buser D. Immediate loading of implants with 3-unit fixed partial dentures: a 12-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(6):914-8.
75. Schrott A, Riggi-Heiniger M, Maruo K, Gallucci GO. Implant loading protocols for partially edentulous patients with extended edentulous sites--a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 Suppl:239-55.
76. Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Association between marginal bone loss around osseointegrated mandibular implants and smoking habits: a 10-year follow-up study. *J Dent Res*. 1997;76(10):1667-74.
77. Safii SH, Palmer RM, Wilson RF. Risk of implant failure and marginal bone loss in subjects with a history of periodontitis: a systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12(3):165-74.
78. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Diabetes and oral implant failure: a systematic review. *J Dent Res*. 2014;93(9):859-67.
79. Lee SA, Lee CT, Fu MM, Elmisalati W, Chuang SK. Systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials for the management of limited vertical height in the posterior region: short implants (5 to 8 mm) vs longer implants (> 8 mm) in vertically augmented sites. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(5):1085-97.
80. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(2):119-30.
81. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(1):102-10.

82. Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(4):329-36.
83. Gallucci GO, Doughtie CB, Hwang JW, Fiorellini JP, Weber HP. Five-year results of fixed implant-supported rehabilitations with distal cantilevers for the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(6):601-7.
84. Ortorp A, Jemt T. Laser-welded titanium frameworks supported by implants in the partially edentulous mandible: a 10-year comparative follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008;10(3):128-39.
85. Romeo E, Ghisolfi M, Rozza R, Chiapasco M, Lops D. Short (8-mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. *Int J Prosthodont.* 2006;19(6):586-92.
86. Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, van Steenberghe D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. part I: a longitudinal clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(4):381-9.
87. Naert I, Koutsikakis G, Quirynen M, Duyck J, van Steenberghe D, Jacobs R. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part 2: a longitudinal radiographic study. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(4):390-5.
88. Bragger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang N. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(3):326-34.
89. Jung RE, Zaugg B, Philipp AO, Truninger TC, Siegenthaler DW, Hammerle CH. A prospective, controlled clinical trial evaluating the clinical radiological and aesthetic outcome after 5 years of immediately placed implants in sockets exhibiting periapical pathology. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(8):839-46.
90. Schneider D, Witt L, Hammerle CH. Influence of the crown-to-implant length ratio on the clinical performance of implants supporting single crown restorations: a cross-sectional retrospective 5-year investigation. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(2):169-74.
91. Jemt T. Single implants in the anterior maxilla after 15 years of follow-up: comparison with central implants in the edentulous maxilla. *Int J Prosthodont.* 2008;21(5):400-8.

92. Vigolo P, Givani A. Platform-switched restorations on wide-diameter implants: a 5-year clinical prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(1):103-9.
93. Lindh T, Dahlgren S, Gunnarsson K, Josefsson T, Nilson H, Wilhelmsson P, et al. Tooth-implant supported fixed prostheses: a retrospective multicenter study. *Int J Prosthodont*. 2001;14(4):321-8.
94. Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth--implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(6):643-53.
95. Gross M, Laufer BZ. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part I: laboratory and clinical studies. *J Oral Rehabil*. 1997;24(11):863-70.
96. Akalin ZF, Ozkan YK, Ekerim A. Effects of implant angulation, impression material, and variation in arch curvature width on implant transfer model accuracy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(1):149-57.
97. Chen ST, Buser D. Esthetic outcomes following immediate and early implant placement in the anterior maxilla--a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 Suppl:186-215.
98. Mericske-Stern R. Prosthetic considerations. *Aust Dent J*. 2008;53 Suppl 1:S49-59.
99. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17 Suppl 2:S35-51.
100. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11(5):465-75.
101. Mericske-Stern R, Worni A. Optimal number of oral implants for fixed reconstructions: a review of the literature. *Eur J Oral Implantol*. 2014;7 Suppl 2:S133-53.
102. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23 Suppl 6:202-16.

103. Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G. Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(5):1102-7.
104. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent*. 1997;77(1):28-35.
105. Herrero Climent M, Herrero Climent F. Atlas de procedimientos clínicos en implantología oral. Madrid: TRP Ediciones; 1995. 312 p. p.
106. Agar JR, Cameron SM, Hughbanks JC, Parker MH. Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent*. 1997;78(1):43-7.
107. Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dent*. 2005;14(2):108-16.
108. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(1):26-35.
109. Blanes RJ. To what extent does the crown-implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20 Suppl 4:67-72.
110. Lai HC, Si MS, Zhuang LF, Shen H, Liu YL, Wismeijer D. Long-term outcomes of short dental implants supporting single crowns in posterior region: a clinical retrospective study of 5-10 years. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24(2):230-7.
111. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(6):625-42.
112. Zurdo J, Romao C, Wennstrom JL. Survival and complication rates of implant-supported fixed partial dentures with cantilevers: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20 Suppl 4:59-66.
113. Romeo E, Storelli S. Systematic review of the survival rate and the biological, technical, and aesthetic complications of fixed dental prostheses with cantilevers on

implants reported in longitudinal studies with a mean of 5 years follow-up. Clin Oral Implants Res. 2012;23 Suppl 6:39-49.

114. Buser D, Martin W, Belser UC. Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004;19 Suppl:43-61.

115. Garber DA, Belser UC. Restoration-driven implant placement with restoration-generated site development. Compend Contin Educ Dent. 1995;16(8):796, 8-802, 4.

116. Higginbottom F, Belser U, Jones JD, Keith SE. Prosthetic management of implants in the esthetic zone. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004;19 Suppl:62-72.

117. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2004;92(6):557-62.

118. Karl M, Graef F, Heckmann S, Taylor T. A methodology to study the effects of prosthesis misfit over time: an in vivo model. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24(4):689-94.

119. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. Int J Prosthodont. 1999;12(2):167-78.

120. Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11(2):151-8.

121. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. J Prosthet Dent. 1999;81(1):7-13.

122. The glossary of prosthodontic terms. The Academy of Prosthodontics. J Prosthet Dent. 1994;71(1):41-112.

123. Baig MR. Multi-unit implant impression accuracy: A review of the literature. Quintessence Int. 2014;45(1):39-51.

124. Chai J, Takahashi Y, Lautenschlager EP. Clinically relevant mechanical properties of elastomeric impression materials. Int J Prosthodont. 1998;11(3):219-23.

125. Craig RG. Review of dental impression materials. *Adv Dent Res.* 1988;2(1):51-64.
126. Lee H, Ercoli C, Funkenbusch PD, Feng C. Effect of subgingival depth of implant placement on the dimensional accuracy of the implant impression: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2008;99(2):107-13.
127. Kim S, Nicholls JI, Han CH, Lee KW. Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(5):747-55.
128. Burns J, Palmer R, Howe L, Wilson R. Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays. *J Prosthet Dent.* 2003;89(3):250-5.
129. Gallucci GO, Papaspyridakos P, Ashy LM, Kim GE, Brady NJ, Weber HP. Clinical accuracy outcomes of closed-tray and open-tray implant impression techniques for partially edentulous patients. *Int J Prosthodont.* 2011;24(5):469-72.
130. Martinez-Rus F, Garcia C, Santamaria A, Ozcan M, Pradies G. Accuracy of definitive casts using 4 implant-level impression techniques in a scenario of multi-implant system with different implant angulations and subgingival alignment levels. *Implant Dent.* 2013;22(3):268-76.
131. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection.* 4th ed. Chicago: Quintessence Pub. Co.; 2008. xiii, 425 p. p.
132. Sakaguchi RL, Powers JM, Craig RG. *Craig's restorative dental materials.* 13th ed ed. Philadelphia: Elsevier Mosby; 2012. xvi, 400 p. p.
133. Johnson GH, Mancl LA, Schwedhelm ER, Verhoef DR, Lepe X. Clinical trial investigating success rates for polyether and vinyl polysiloxane impressions made with full-arch and dual-arch plastic trays. *J Prosthet Dent.* 2010;103(1):13-22.
134. Magne P, Nielsen B. Interactions between impression materials and immediate dentin sealing. *J Prosthet Dent.* 2009;102(5):298-305.
135. Kahn RL, Donovan TE, Chee WW. Interaction of gloves and rubber dam with a poly(vinyl siloxane) impression material: a screening test. *Int J Prosthodont.* 1989;2(4):342-6.

136. Petrie CS, Walker MP, O'Mahony A M, Spencer P. Dimensional accuracy and surface detail reproduction of two hydrophilic vinyl polysiloxane impression materials tested under dry, moist, and wet conditions. *J Prosthet Dent*. 2003;90(4):365-72.
137. Enkling N, Bayer S, Johren P, Mericske-Stern R. Vinylsiloxanether: a new impression material. Clinical study of implant impressions with vinylsiloxanether versus polyether materials. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(1):144-51.
138. Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2008;100(4):285-91.
139. Alikhasi M, Siadat H, Monzavi A, Momen-Heravi F. Three-dimensional accuracy of implant and abutment level impression techniques: effect on marginal discrepancy. *J Oral Implantol*. 2011;37(6):649-57.
140. Liou AD, Nicholls JJ, Yuodelis RA, Brudvik JS. Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont*. 1993;6(4):377-83.
141. Gordon GE, Johnson GH, Drennon DG. The effect of tray selection on the accuracy of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*. 1990;63(1):12-5.
142. Akca K, Cehreli MC. Accuracy of 2 impression techniques for ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(4):517-23.
143. Fernandez MA, Paez de Mendoza CY, Platt JA, Levon JA, Hovijitra ST, Nimmo A. A comparative study of the accuracy between plastic and metal impression transfer copings for implant restorations. *J Prosthodont*. 2013;22(5):367-76.
144. Carr AB. Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(4):448-55.
145. Dumbrigue HB, Gurun DC, Javid NS. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *J Prosthet Dent*. 2000;84(1):108-10.
146. Filho HG, Mazaro JV, Vedovatto E, Assuncao WG, dos Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 2 - comparison of splinting techniques. *J Prosthodont*. 2009;18(2):172-6.

147. Tosches NA, Bragger U, Lang NP. Marginal fit of cemented and screw-retained crowns incorporated on the Straumann (ITI) Dental Implant System: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(1):79-86.
148. Kwon JH, Son YH, Han CH, Kim S. Accuracy of implant impressions without impression copings: a three-dimensional analysis. *J Prosthet Dent.* 2011;105(6):367-73.
149. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. In vitro comparison of master cast accuracy for single-tooth implant replacement. *J Prosthet Dent.* 2000;83(5):562-6.
150. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent.* 2003;89(2):186-92.
151. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2004;92(5):470-6.
152. Christensen GJ. Impressions are changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. *J Am Dent Assoc.* 2009;140(10):1301-4.
153. Gimenez B, Ozcan M, Martinez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(4):853-62.
154. Abdel-Azim T, Zandinejad A, Elathamna E, Lin W, Morton D. The influence of digital fabrication options on the accuracy of dental implant-based single units and complete-arch frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(6):1281-8.
155. Svanborg P, Skjerven H, Carlsson P, Eliasson A, Karlsson S, Ortorp A. Marginal and internal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses generated from digital and conventional impressions. *Int J Dent.* 2014;2014:534382.
156. Almeida e Silva JS, Erdelt K, Edelhoff D, Araujo E, Stimmelmayer M, Vieira LC, et al. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig.* 2014;18(2):515-23.
157. Stimmelmayer M, Guth JF, Erdelt K, Edelhoff D, Beuer F. Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit--an in vitro study. *Clin Oral Investig.* 2012;16(3):851-6.

158. Eliasson A, Ortorp A. The accuracy of an implant impression technique using digitally coded healing abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14 Suppl 1:e30-8.
159. Karl M, Graef F, Schubinski P, Taylor T. Effect of intraoral scanning on the passivity of fit of implant-supported fixed dental prostheses. *Quintessence Int*. 2012;43(7):555-62.
160. Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res*. 2015.
161. Stimmelmayer M, Erdelt K, Guth JF, Happe A, Beuer F. Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model--a digital approach. *Clin Oral Investig*. 2012;16(4):1137-42.
162. Howell KJ, McGlumphy EA, Drago C, Knapik G. Comparison of the accuracy of Biomet 3i Encode Robocast Technology and conventional implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(1):228-40.
163. Al-Abdullah K, Zandparsa R, Finkelman M, Hirayama H. An in vitro comparison of the accuracy of implant impressions with coded healing abutments and different implant angulations. *J Prosthet Dent*. 2013;110(2):90-100.
164. Grossmann Y PM, Finger IM. A novel technique using a coded healing abutment for the fabrication of a CAD/CAM titanium abutment for an implant-supported restoration. *J Prosthet Dent*. 2006;95(3):258-61.
165. Lee SJ, Gallucci GO. Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24(1):111-5.
166. Andriessen FS, Rijkens DR, van der Meer WJ, Wismeijer DW. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *J Prosthet Dent*. 2014;111(3):186-94.
167. Baig MR. Accuracy of impressions of multiple implants in the edentulous arch: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(4):869-80.
168. Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, Zarone F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12 Suppl 1:e63-76.

169. Gokcen-Rohlig B, Ongul D, Sancakli E, Sermet B. Comparative evaluation of the effects of implant position, impression material, and tray type on implant impression accuracy. *Implant Dent.* 2014;23(3):283-8.
170. Wee AG. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J Prosthet Dent.* 2000;83(3):323-31.
171. Lorenzoni M, Pertl C, Penkner K, Polansky R, Sedaj B, Wegscheider WA. Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit-2 system. *J Oral Rehabil.* 2000;27(7):629-38.
172. Barrett MG, de Rijk WG, Burgess JO. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodont.* 1993;2(2):75-82.
173. Assuncao WG, Filho HG, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent.* 2004;13(4):358-66.
174. Holst S, Blatz MB, Bergler M, Goellner M, Wichmann M. Influence of impression material and time on the 3-dimensional accuracy of implant impressions. *Quintessence Int.* 2007;38(1):67-73.
175. Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent.* 2007;97(6):349-56.
176. Nassar U, Oko A, Adeeb S, El-Rich M, Flores-Mir C. An in vitro study on the dimensional stability of a vinyl polyether silicone impression material over a prolonged storage period. *J Prosthet Dent.* 2013;109(3):172-8.
177. Anusavice KJ, Phillips RW. Phillips' science of dental materials. 11th ed. St. Louis, Mo.: Saunders; 2003. xxv, 805 p. p.
178. Millstein P, Maya A, Segura C. Determining the accuracy of stock and custom tray impression/casts. *J Oral Rehabil.* 1998;25(8):645-8.
179. Rueda LJ, Sy-Munoz JT, Naylor WP, Goodacre CJ, Swartz ML. The effect of using custom or stock trays on the accuracy of gypsum casts. *Int J Prosthodont.* 1996;9(4):367-73.
180. Carrotte PV, Johnson A, Winstanley RB. The influence of the impression tray on the accuracy of impressions for crown and bridge work--an investigation and review. *Br Dent J.* 1998;185(11-12):580-5.

181. Del'acqua MA, de Avila ED, Amaral AL, Pinelli LA, de Assis Mollo F, Jr. Comparison of the accuracy of plastic and metal stock trays for implant impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(3):544-50.
182. Malo P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5 Suppl 1:2-9.
183. de Araujo PA, Jorgensen KD. Effect of material bulk and undercuts on the accuracy of impression materials. *J Prosthet Dent*. 1985;54(6):791-4.
184. Jang HK, Kim S, Shim JS, Lee KW, Moon HS. Accuracy of impressions for internal-connection implant prostheses with various divergent angles. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(5):1011-5.
185. Carr AB. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(4):468-75.
186. Mpikos P, Kafantaris N, Tortopidis D, Galanis C, Kaisarlis G, Koidis P. The effect of impression technique and implant angulation on the impression accuracy of external- and internal-connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(6):1422-8.
187. Cabral LM, Guedes CG. Comparative analysis of 4 impression techniques for implants. *Implant Dent*. 2007;16(2):187-94.
188. Wegner K, Weskott K, Zengin M, Rehmann P, Wostmann B. Effects of implant system, impression technique, and impression material on accuracy of the working cast. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(4):989-95.
189. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(3):270-6.
190. Martin-Gili D, Molmeneu M, Fernandez M, Punset M, Giner L, Armengou J, et al. Determination of fluid leakages in the different screw-retained implant-abutment connections in a mechanical artificial mouth. *J Mater Sci Mater Med*. 2015;26(7):5544.

191. Gil FJ, Herrero-Climent M, Lazaro P, Rios JV. Implant-abutment connections: influence of the design on the microgap and their fatigue and fracture behavior of dental implants. *J Mater Sci Mater Med*. 2014;25(7):1825-30.
192. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors -- a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13(5):542-9.
193. Zanatta LC, Dib LL, Gehrke SA. Photoelastic stress analysis surrounding different implant designs under simulated static loading. *J Craniofac Surg*. 2014;25(3):1068-71.
194. Vigolo P, Mutinelli S, Fonzi F, Stellini E. An in vitro evaluation of impression techniques for multiple internal- and external-connection implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(4):807-18.
195. Choi JH, Lim YJ, Yim SH, Kim CW. Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(5):761-8.
196. Linkevicius T, Svediene O, Vindasiute E, Puisys A, Linkeviciene L. The influence of implant placement depth and impression material on the stability of an open tray impression coping. *J Prosthet Dent*. 2012;108(4):238-43.
197. Linkevicius T, Svediene O, Vindasiute E, Linkeviciene L. A technique for making impressions of deeply placed implants. *J Prosthet Dent*. 2011;106(3):204-5.
198. Teo JW, Tan KB, Nicholls JI, Wong KM, Uy J. Three-dimensional accuracy of plastic transfer impression copings for three implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(3):577-84.
199. Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *Int J Prosthodont*. 2001;14(2):152-8.
200. Papaspyridakos P, Benic GI, Hogsett VL, White GS, Lal K, Gallucci GO. Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: an optical scanning study. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(6):676-81.

201. Bartlett DW, Greenwood R, Howe L. The suitability of head-of-implant and conventional abutment impression techniques for implant-retained three unit bridges: an in vitro study. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2002;10(4):163-6.
202. Lee YJ, Heo SJ, Koak JY, Kim SK. Accuracy of different impression techniques for internal-connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(5):823-30.
203. Alikhasi M, Siadat H, Rahimian S. The Effect of Implant Angulation on the Transfer Accuracy of External-Connection Implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013.
204. Walker MP, Ries D, Borello B. Implant cast accuracy as a function of impression techniques and impression material viscosity. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(4):669-74.
205. Del'Acqua MA, Chavez AM, Compagnoni MA, Molo Fde A, Jr. Accuracy of impression techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(4):715-21.
206. Mostafa TM, Elgendy MN, Kashef NA, Halim MM. Evaluation of the precision of three implant transfer impression techniques using two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont*. 2010;23(6):525-8.
207. Wenz HJ, Hertrampf K. Accuracy of impressions and casts using different implant impression techniques in a multi-implant system with an internal hex connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(1):39-47.
208. Wostmann B, Rehmann P, Balkenhol M. Influence of impression technique and material on the accuracy of multiple implant impressions. *Int J Prosthodont*. 2008;21(4):299-301.
209. Loos LG. A fixed prosthodontic technique for mandibular osseointegrated titanium implants. *J Prosthet Dent*. 1986;55(2):232-42.
210. Rasmussen EJ. Alternative prosthodontic technique for tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1987;57(2):198-204.
211. Hussaini S, Wong T. One clinical visit for a multiple implant restoration master cast fabrication. *J Prosthet Dent*. 1997;78(6):550-3.

212. Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Belser UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent*. 1990;64(6):684-8.
213. Lee SJ, Cho SB. Accuracy of five implant impression technique: effect of splinting materials and methods. *J Adv Prosthodont*. 2011;3(4):177-85.
214. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(2):192-8.
215. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(4):331-6.
216. Hsu CC, Millstein PL, Stein RS. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent*. 1993;69(6):588-93.
217. Malaguti G, Denti L, Bassoli E, Franchi I, Bortolini S, Gatto A. Dimensional tolerances and assembly accuracy of dental implants and machined versus cast-on abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2011;13(2):134-40.
218. Ma T, Nicholls JJ, Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(3):371-5.
219. Sorensen J. Comparison of interface fidelity of implant systems *J Dent Res* 1991;70:540.
220. Braian M, De Bruyn H, Fransson H, Christersson C, Wennerberg A. Tolerance measurements on internal- and external-hexagon implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(4):846-52.
221. Wee AG, Schneider RL, Aquilino SA, Huff TL, Lindquist TJ, Williamson DL. Evaluation of the accuracy of solid implant casts. *J Prosthodont*. 1998;7(3):161-9.
222. Millstein PL. Determining the accuracy of gypsum casts made from type IV dental stone. *J Oral Rehabil*. 1992;19(3):239-43.
223. Heshmati RH, Nagy WW, Wirth CG, Dhuru VB. Delayed linear expansion of improved dental stone. *J Prosthet Dent*. 2002;88(1):26-31.

224. Prisco R CG, Vigolo P. Dimensional accuracy of an epoxy die material using different polymerization methods. *J Prosthodont*. 2009;18(2):156-61.
225. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11 Suppl 1:156-8.
226. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent*. 2001;10(2):85-92.
227. Thongthammachat S, Moore BK, Barco MT, 2nd, Hovijitra S, Brown DT, Andres CJ. Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time. *J Prosthodont*. 2002;11(2):98-108.
228. Wise M. Fit of implant-supported fixed prostheses fabricated on master casts made from a dental stone and a dental plaster. *J Prosthet Dent*. 2001;86(5):532-8.
229. Chang WG, Vahidi F, Bae KH, Lim BS. Accuracy of three implant impression techniques with different impression materials and stones. *Int J Prosthodont*. 2012;25(1):44-7.
230. McCartney JW, Pearson R. Segmental framework matrix: master cast verification, corrected cast guide, and analog transfer template for implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent*. 1994;71(2):197-200.
231. Yamamoto E, Marotti J, de Campos TT, Neto PT. Accuracy of four transfer impression techniques for dental implants: a scanning electron microscopic analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(6):1115-24.
232. Nicholls JL. The measurement of distortion: theoretical considerations. *J Prosthet Dent*. 1977;37(5):578-86.
233. Rashidan N, Alikhasi M, Samadizadeh S, Beyabanaki E, Kharazifard MJ. Accuracy of implant impressions with different impression coping types and shapes. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(2):218-25.
234. Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *J Prosthet Dent*. 1997;77(1):68-75.

235. Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent*. 2000;83(5):555-61.
236. Faria JC, Silva-Concilio LR, Neves AC, Miranda ME, Teixeira ML. Evaluation of the accuracy of different transfer impression techniques for multiple implants. *Braz Oral Res*. 2011;25(2):163-7.
237. Mulcahy C, Sherriff M, Walter JD, Fenlon MR. Measurement of misfit at the implant-prosthesis interface: an experimental method using a coordinate measuring machine. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):111-8.
238. Su TS, Sun J. Comparison of repeatability between intraoral digital scanner and extraoral digital scanner: An in-vitro study. *J Prosthodont Res*. 2015. pii: S1883-1958(15)00066-3. doi: 10.1016/j.jpor.2015.06.002. [Epub ahead of print]
239. Del Corso M, Aba G, Vazquez L, Dargaud J, Dohan Ehrenfest DM. Optical three-dimensional scanning acquisition of the position of osseointegrated implants: an in vitro study to determine method accuracy and operational feasibility. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009;11(3):214-21.
240. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent*. 2013;109(2):121-8.
241. Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent*. 1993;69(5):503-9.
242. Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments. *J Prosthet Dent*. 2003;89(5):495-502.
243. Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont*. 2002;11(1):30-40.
244. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(5):541-8.
245. Hariharan R, Shankar C, Rajan M, Baig MR, Azhagarasan NS. Evaluation of accuracy of multiple dental implant impressions using various splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(1):38-44.

246. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2001;3(1):39-49.
247. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(3):405-14.
248. Chang TL, Maruyama C, White SN, Son S, Caputo AA. Dimensional accuracy analysis of implant framework castings from 2 casting systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(5):720-5.
249. Eames WB, Sieweke JC, Wallace SW, Rogers LB. Elastomeric impression materials: effect of bulk on accuracy. *J Prosthet Dent*. 1979;41(3):304-7.
250. Saunders WP, Sharkey SW, Smith GM, Taylor WG. Effect of impression tray design upon the accuracy of stone casts produced from a single-phase medium-bodied polyvinyl siloxane impression material. *J Dent*. 1992;20(3):189-92.
251. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(5):620-5.
252. Spector MR, Donovan TE, Nicholls JL. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1990;63(4):444-7.
253. Del'Acqua MA, Chavez AM, Amaral AL, Compagnoni MA, Mollo Fde A, Jr. Comparison of impression techniques and materials for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(4):771-6.
254. Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(6):885-8.

11. ANEXO. DIFUSIÓN DE LA INVESTIGACIÓN.

survival rate was 100%. At 2 years mean bone loss was $-0.32 (\pm 0.84)$ mm. Despite fairly low plaque levels (19%), overall peri-implant bleeding was quite prevalent (31%). Mean peri-implant probing depth was 3.7 mm.

Conclusions and clinical implications: Within the limitations of this clinical study, the immediate loading of NobelActive implants placed in anterior maxilla of postmenopausal osteoporotic women is a predictable treatment option.

223 Implant Therapy Outcomes, Prosthetic Aspects

Prosthetic crown, jaw morphology and implant position in virtual implant planning

Presenter: Avrampou M

Department of Prosthodontics, School of Dental Medicine, University of Bern, Bern, Switzerland

Co-authors: Avrampou M, Katsoulis J, Gholami H, Mericske-Stern R

Department of Prosthodontics, School of Dental Medicine, University of Bern, Bern, Switzerland

Background: Posterior maxillary bone resorption, often causes unfavorable relationship between prospective crown position, jaw morphology and implant location. 3-D virtual implant planning software allows for a detailed presurgical analysis of this complex configuration. However, as of today, this technology is not yet fully utilized.

Aim: To investigate the prospective clinical crown position in the posterior edentulous maxilla and its implication with respect to jawbone atrophy and implant axis.

Methods: Computed data from 43 edentulous patients (24 females and 19 males) with a mean age of 62 ± 8 years, were available and analyzed by a calibrated examiner using an implant planning software. All patients were edentulous for at least 1 year and asked for an implant-supported prosthesis. Computed-tomography with a radiographic guide that was duplication of a well-fitting denture was obtained from all patients. This denture was based on a correct set-up that fulfilled all prosthetic criteria regarding esthetics, tooth axis, occlusion and vertical dimension. Implants of minimum 3.5 mm diameter and 10 mm intraosseous length were virtually planned in the optimal 3-D prosthetic position of each posterior tooth. The planned implant axis was planned for direct screw access. The following measurements were performed in the cross-sections in the middle of each first premolar, second premolar and first molar: (1) Clinical crown position: vertical distance (VD) from the implant center to the central occlusal fossa of the prospective crown. (2) Clinical crown position: horizontal distance (HD) from the implant center to the central occlusal fossa of the prospective crown. (3) Angulation: (Ang) between implant axis and crown axis in the sagittal plane. Data analysis included descriptive methods and ANOVA (Bonferroni correction) to test for genders differences.

Results: Mean values for VD were 11.6 mm (11.3–12 mm, 95% Confidence Interval, CI) and for HD were 1.6 mm (1.4–1.8 mm, 95% CI). Male patients had significantly higher VD values than females in all posterior teeth positions (ANOVA $P < 0.001$). The

mean value for Ang was 1.7° (1° – 2.4° , 95% CI) with a range from 0° to 35° .

Conclusions and clinical implications: In some patients oversized prospective crown height, particularly in males, is expected. The VD and Ang values indicate a lateral cantilever effect and should be considered by the occlusal scheme.

224 Implant Therapy Outcomes, Prosthetic Aspects

In vitro study: comparison between three impression techniques

Presenter: Barba J

University of Sevilla, Sevilla, Spain

Co-authors: Barba J¹, Daemi R¹, Rios V¹, Bullón P¹, Lázaro P¹, García E¹, Fernández A¹, Herrero M¹, Falcao C^{1,2}

¹University of Sevilla, Sevilla, Spain²University of Fernando Pessoa, Oporto, Portugal

Background: In the prosthesis over implants treatment sequence, the final impression takes on great importance in the success of the final restoration.

Aim: *In vitro* study that compares three different impression techniques to evaluate the existence of significant differences in the reproducibility reliability of the implant position to a master cast.

Methods: A master cast reference model with four parallel Klockner Essential Cone 4×10 mm implants (A, B, C, D) was fabricated. Three impression groups were defined: Group A: Individualised closed tray reposition technique Group B: Individualised closed tray with plastic impression coping technique Group C: Individualised open tray with screwed metallic impression coping technique Five impressions with polyether (Impregum duosoft 3M) were taken of the master cast reference model with each of the three impression techniques. A total of 15 impressions were made. A stereomicroscope (Leica S8, APO) and its corresponding software was used for all the measurements: distance A–B, B–C and C–D were measured (distance from centre of one implant to the other) in the reference and duplicate models. The measurements of each of these distances in the reference model were repeated 15 times, and the measurements of each of these distances in the duplicate models were repeated 10 times. The amount of distortion between the reference model and the duplicate models was evaluated, therefore relating the impression technique with a greater or lower distortion. Statistical analysis: Shapiro Wilks test to see if there was a normal distribution. T-student test and ANOVA were used for the parametric tests and Welch test for the nonparametric tests.

Results: The variations of group A in relation to the reference model are small, and only significant in A–B and B–C. There are no significant differences in Group B, and Group C is the worse (variations of 0.1, 0.5 and 0.3).

| | Reference model | Group A | Group B | Group C |
|-------------------|-----------------|---------|---------|---------|
| Distance a-b (mm) | 11.883 | 0.127 | 0.158 | -0.111 |
| Distance b-c (mm) | 13.013 | -0.162 | 0.16 | -0.478 |
| Distance c-d (mm) | 12.193 | 0.008 | -0.102 | -0.291 |

980 |

UNIVERSIDAD DE SEVILLA
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA
Compulsado el presente documento
resulta conforme con el original a
cual me remito
Sevilla, 25/10/2011

© 2011 John Wiley & Sons A/S

Group B-23 patients received retentive anchors and Group M-23 patients received magnets. The two groups of patients were compared in the second part of the study with 23-patients (age 49–80 years, mean = 65) receiving Locator system abutments (Group-L) following same research protocol (ClinicalTrials.gov Identifier: NCT01034930). New mandibular overdenture with metal reinforcement was made. Total costs of the surgical, prosthetic and maintenance procedure were calculated for the three attachment systems used after 48 months. Patient satisfaction was assessed with the aid of questionnaires adapted (translated in Romanian) from the index OHIP-EDENT, initial (before surgery-with the original denture), at 1 and 4-years follow-up. **Results:** Four implants failed before loading were replaced and healed uneventfully (97.1% success rate after 4 years).

Surgical and prosthetic costs were similar, but components costs were highest at M group and lowest at B group.

Patient satisfaction improved significantly in the three groups across all variables including esthetics, except ease of cleaning – the B and L-group had higher maintenance necessities. M-group scored lower stability but also lower maintenance requirements.

Conclusions and clinical implications: Implant-supported overdenture improves retention and stability, provides better esthetics, phonetics, bone preservation, increased comfort, better psychosocial state, and enhanced nutrition, all resulting in an improved quality of life. The choice of the retention system used is determined by the special requirements of each patient. Implant-supported mandibular overdenture is a simple, predictable, and cost-effective treatment for edentulous patients.

Acknowledgment: Study supported by Grant 316/2003 and 507/207 from ITI Foundation for the Promotion of Oral Implantology, Switzerland.

234 Implant Therapy Outcomes, Prosthetic Aspects

In vitro study: comparison between two pouring techniques

Presenter: Daemi R

University of Sevilla, Sevilla, Spain

Co-authors: Daemi R¹, Barba J¹, García E¹, Falcao C¹, Rios V¹, Bullón P¹, Lázaro P¹, Fernández A¹, Herrero M¹

¹University of Sevilla, Sevilla, Spain, ²University of Fernando Pessoa, Oporto, Portugal

Background: In the prosthesis over implants treatment sequence, the final impression takes on a vital role in the success of the treatment. The correct pouring of the impression is also essential to maintain a reliability that guarantees the correct transfer of the implant positions to the master cast. Klockner Essential cone prosthodontic system presents a sheath, which allows the removal of the implant-abutment analogs, and their posterior replacement without losing their initial position, therefore, facilitating the lab technician's work in areas where access is difficult. The anti rotation plane of the sheath and analog, allows the analog to only have one position, hence reassuring its correct replacement. No data in the literature evaluates if its use can negatively influence the reliability of the casts obtained.

Aim: *In vitro* study that compares two pouring techniques (with and without the use of sheaths) regarding the reproducibility reliability of the implant position in a master cast.

Methods: A master cast reference model with four parallel Klockner Essential Cone 4 × 10 mm implants (A, B, C, D) was fabricated. Forty impressions were made with the open-tray technique. These impressions were divided in two groups depending on the pouring technique: Group A: Coping-implant abutment analog (20) Group B: Coping-implant abutment analog connected to sheath (20) A stereomicroscope (Leica S8, APO) and its corresponding software was used for all the measurements: Distance A-B, B-C and C-D (distance from centre of one implant to the other). The measurements of each of these distances in the reference model were repeated 15 times, and the measurements of each of these distances in the duplicate models were repeated 10 times. The median was registered. The amount of distortion between the reference model and the duplicate models was evaluated, therefore relating the pouring technique with a greater or lower distortion. Pearsons product-moment correlation coefficient was used. T-Student was used to complete analysis after Shapiro Wilks test to see if there was a normal distribution.

Results: Measurements of group B are more similar to the reference model measurements. Practically all the differences were significant except two (***)

| | Reference model | Group A (without sheath) | Group B (with sheath) |
|-------------------|-----------------|--------------------------|-----------------------|
| Distance a-b (mm) | 11,883 | 11,933*** | 11,735 |
| Distance b-c (mm) | 13,013 | 13,436 | 13,188 |
| Distance c-d (mm) | 12,203 | 12,442 | 12,203*** |

Conclusions and clinical implications: No significant differences were found between the two techniques, and the use of sheaths offers greater reproducibility reliability, allowing the technician to work the interproximal areas of the restoration more finely.

235 Implant Therapy Outcomes, Prosthetic Aspects

Immediate rehabilitation of the edentulous mandible using Ankylos SynCone telescopic copings and intra-oral welding: a pilot study

Presenter: Degidi M

Private Practice, Bologna, Italy

Co-authors: Degidi M¹, Piattelli A²

¹Private Practice, Bologna, Italy, ²University of Chieti, Chieti, Italy

Background: In 2006 Degidi et al. published a protocol for the immediate-loading of multiple implants by performing a premanufactured titanium bar to implant abutments welded directly in the oral cavity, in order to create a customized metal-reinforced provisional restoration. The intraoral welding technique subsequently proved to be a successful option in the rehabilitation of the edentulous mandible with a fixed permanent restoration delivered on the same day as implant placement, using both butt-joint and tapered connection implants.

Aim: The aim of this prospective study was to assess the suitability of the immediate rehabilitation of the edentulous



**SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PRÓTESIS
ESTOMATOLÓGICA Y ESTÉTICA
SEPES**

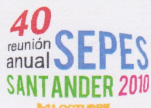
Dr. D. Juan Ignacio Rodríguez Ruiz, Presidente de la Sociedad Española de Prótesis Estomatológica y Estética,

CERTIFICA QUE:

El Dr. D. Carlos Falcao, es coautor de la comunicación titulada “COMPARACIÓN ENTRE 3 TÉCNICAS DE IMPRESIÓN DEL SISTEMA KLOCKNER ESSENTIAL CONE EN CUANTO A LA FIABILIDAD DE REPRODUCCIÓN DE LA POSICIÓN DEL IMPLANTE A UN MODELO MAESTRO” presentada en la XV Reunión Anual de SEPES que se celebró en Santander del 9 al 11 de Octubre del 2010.

Y para que así conste a los efectos oportunos, expide y firma el presente Certificado en Madrid, a 3 de septiembre de 2015.

Dr. D. Juan Ignacio Rodríguez Ruiz
Presidente de SEPES



SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PRÓTESIS ESTOMATOLÓGICA

D. José A. Rábago Vega, Presidente de la Sociedad Española de Prótesis Estomatológica,

CERTIFICA QUE:

Falcao C, Barba J, García E, Lázaro P, Ríos JV, Bullón P, Fernández A, Herrero M, son co-autores de la comunicación oral titulada **"ESTUDIO IN VITRO QUE COMPARA 2 TÉCNICAS DE VACIADO DEL SISTEMA KLOCKNER ESSENTIAL CONE EN CUANTO A LA FIABILIDAD DE REPRODUCCIÓN DE LA POSICIÓN DEL IMPLANTE A UN MODELO MAESTRO"** presentada durante la celebración de la 40 Reunión Anual de SEPES en Santander, celebrada del 8 al 11 de Octubre 2010.

Y para que así conste a los efectos oportunos, expiden y firman el presente Certificado en Santander, a 8 de Octubre de 2010,

Dr. D. José A. Rábago Vega
Presidente de SEPES

Dr. Nacho Rodríguez Ruiz
Presidente del Comité Organizador